



รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการความปลอดภัยแบบประหยัดพลังงานสำหรับเครื่องตรวจจับแบบไร้สาย

โดย

ผศ.ดร. พงษ์ศักดิ์ กิริติวินทกร

มีนาคม ๒๕๕๔

สัญญาเลขที่ MRG5080060

รายงานวิจัยฉบับสมบูรณ์

โครงการ ความปลอดภัยแบบประหยัดพลังงานสำหรับเครื่องตรวจจับแบบไร้สาย

ผศ.ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরตวินทกร

คณะวิศวกรรมศาสตร์

มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

สนับสนุนโดย

สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย

(ความเห็นในรายงานนี้เป็นของผู้วิจัย สกว.ไม่จำเป็นต้องเห็นด้วยเสมอไป)

กิตติกรรมประกาศ

โครงการวิจัยนี้เกิดขึ้นจากการสนับสนุนของ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย หรือ สกว. ที่เป็นจุดเริ่มต้นของการทำวิจัยของข้าพเจ้าในสาขาเครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สาย (Wireless Sensor Network) ในประเทศไทย โดยทุนวิจัยที่ได้รับเป็นเสมือนทุนเริ่มต้นในการทำวิจัยที่เป็นส่วนสำคัญของการเริ่มต้นโครงการวิจัยอื่นๆ ที่ตามมา และเป็นการทำงานวิจัยในมหาวิทยาลัยนอกเหนือจากการสอนซึ่งเป็นส่วนที่เติมเต็มชีวิตอาจารย์มหาวิทยาลัยให้มีโอกาสนำความรู้ที่มีเผยแพร่สู่ประชาชนให้เกิดประโยชน์ต่อประเทศชาติสูงสุด สุดท้ายนี้จึงขอขอบพระคุณ สำนักงานกองทุนสนับสนุนการวิจัย ที่ให้การสนับสนุนทุนวิจัยนี้ และขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ สกว. ทุกท่านที่มีส่วนช่วยเหลือการดำเนินงานตามโครงการนี้ให้สำเร็จ ลุล่วงด้วยดี ขอขอบพระคุณอย่างยิ่ง

บทคัดย่อ

รหัสโครงการ : MRG5080060

ชื่อโครงการ : โครงการความปลอดภัยแบบประหยัดพลังงานสำหรับเครื่องตรวจจับแบบไร้สาย

นักวิจัย : ผศ.ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร

อีเมลล์ : phongsakk@kmutnb.ac.th

ระยะเวลาโครงการ : ๑ ธันวาคม ๒๕๕๙ ถึง ๓๐ พฤศจิกายน ๒๕๕๑

เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายเป็นเครือข่ายชนิดใหม่ของคอมพิวเตอร์ขนาดเล็กหรืออุปกรณ์สมองกลฝังตัว (Embedded Device) ที่สามารถสื่อสารแบบไร้สายและมีความปลอดภัย สามารถตรวจวัดสภาพแวดล้อมด้วยชุดเซ็นเซอร์ที่ติดอยู่กับอุปกรณ์ และที่สำคัญสามารถใช้งานได้นานโดยอาศัยแหล่งพลังงานที่มีอยู่จำกัดหรือจากแบตเตอรี่ขนาดเล็ก งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาความสามารถของเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายในการประยุกต์ใช้งานด้านต่างๆ สำหรับอุตสาหกรรมในประเทศไทยที่ส่วนใหญ่เป็นการเกษตรกรรม อีกทั้งยังรวมถึงการศึกษาความรู้พื้นฐานอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย เช่น รูปแบบพลังงานของการสื่อสาร ประสิทธิภาพของการสื่อสารด้วยความปลอดภัยตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 และการควบคุมเข้าถึงสื่อ (Medium Access Control) สำหรับการสื่อสารแบบไร้สาย ผลงานงานวิจัยนี้จึงเป็นผลงานวิจัยที่เกิดจากการประยุกต์ใช้งานเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายในด้านต่างๆ ที่นำมาใช้งานจริงในด้านต่างๆ อาทิเช่น ด้านการแพทย์ การเกษตร และการเฝ้าระวังสภาพแวดล้อม รวมถึงผลงานวิจัยด้านการจำลองการสื่อสารแบบใหม่ที่น่าสนใจ

คำสำคัญ : โมเดลพลังงาน ความปลอดภัย เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย การสื่อสารไร้สายพลังงานต่ำ

Abstract

Project Code : MRG5080060

Project Title : An Energy Efficient Security Framework for Limited Wireless Sensor Networks

Investigator : Asst. Prof. Dr. Phongsak Keeratiwintakorn

E-mail Address : phongsakk@kmutnb.ac.th

Project Period : December 1, 2006 – November 30, 2008

Wireless Sensor Network (WSN) is a new kind of the network of small computers or embedded devices that are able to communicate wirelessly and securely, to sense environments using available on-board sensors and importantly to maintain the life span for a long time with a limited energy source or small battery. This research is aimed to widely investigate the capability of WSNs in a variety of applications that can be used in Thailand industries which is based on agriculture. In addition, the investigation of WSNs in related fields such as wireless communication energy model, performance of security protocol based on IEEE 802.15.4 standard, and also the medium access control algorithm for WSNs. As a result, this research bring out a variety of applications that can utilize wireless sensor networks in real application such as medical applications, agricultural electronics, and environment monitoring as well as the simulation results of a proposed algorithm for medium access control in WSNs.

Keywords : Energy Model, Security, Wireless Sensor Network, Low Power Wireless Communication

Executive Summary

เครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สาย (Wireless Sensor Network) เป็นเทคโนโลยีการประยุกต์ใช้เครือข่ายการสื่อสารแบบไร้สายกับอุปกรณ์คอมพิวเตอร์ฝังตัว (Embedded Microcontroller Device) และเทคนิคการใช้พลังงานต่ำ เพื่อให้ได้อุปกรณ์ตรวจจับ (Sensor Node) ที่สามารถทำงานในสภาวะแวดล้อมต่างๆ ที่ไม่ต้องใช้การเดินสายสื่อสาร แต่ใช้การสื่อสารแบบไร้สายพลังงานต่ำ ไม่ต้องใช้พลังงานจากแหล่งจ่ายไฟฟ้าแต่ใช้พลังงานจากแบตเตอรี่หรือพลังงานจากธรรมชาติเช่นพลังงานแสงอาทิตย์ และมีขนาดเล็กเพื่อเหมาะแก่การนำไปใช้งาน เช่นการตรวจวัดสภาพดิน ฟ้า อากาศ เพื่อการเพาะปลูกหรือการทำเกษตรกรรม การประมง การเฝ้าระวังสภาพแวดล้อม การเฝ้าระวังภัยอันตรายต่างๆ หรือการเฝ้าระวังทางการแพทย์ เครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายจึงเป็นเทคโนโลยีที่มีความสำคัญในการเปลี่ยนแปลงจากยุคของการคำนวณส่วนบุคคล (Personal Computing Era) ไปสู่ยุคของการคำนวณทุกหนแห่ง (Ubiquitous Computing Era) ที่มีเครื่องคอมพิวเตอร์ขนาดเล็กทำงานอยู่รอบๆ ตัวเราตลอดเวลา

งานวิจัยนี้เป็นส่วนหนึ่งของการนำไปสู่งานวิจัยในยุคการคำนวณทุกหนแห่ง ที่สร้างสรรค์งานในหลายๆ ด้านเพื่อให้เกิดองค์ความรู้และงานวิจัยในการนำเครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายและเครื่องตรวจจับแบบไร้สายมาใช้งานด้านต่างๆ เช่น ด้านการเกษตร และด้านการแพทย์ โดยเริ่มต้นจากการศึกษารูปแบบพลังงาน (Energy Model) ของอุปกรณ์ตรวจจับแบบไร้สายที่ใช้ในการอ่านค่าจากเซ็นเซอร์ การรับส่งข้อมูลแบบธรรมดาและแบบเข้ารหัสลับ และการประหยัดพลังงานโดยการหลับ จากนั้นเป็นการศึกษาและวิจัยการประยุกต์ใช้อุปกรณ์ตรวจจับกับการเกษตรในการตรวจวัดค่าความเป็นกรด-ด่างของสารละลายเคมีสำหรับการปลูกพืชแบบไม่ใช้ดินหรือไฮโดรโปนิคส์ ซึ่งใช้ในการเฝ้าระวังไม่ให้สารเคมีมีค่าความเป็นกรด-ด่างที่ต่ำกว่าเกณฑ์ที่อาจทำให้พืชล้มตาย ผลการทำวิจัยเราสามารถสร้างเครื่องอุปกรณ์ที่สามารถนำไปใช้งานได้จริงในภาคสนาม งานวิจัยการประยุกต์ใช้ในตัวอย่างที่สองเป็นด้านการแพทย์โดยการใช้อุปกรณ์ตรวจจับสำหรับตรวจวัดคลื่นหัวใจแบบไร้สายสำหรับเฝ้าระวังคนไข้ที่มีความเสี่ยงต่อโรคหัวใจเช่น คนไข้หลังผ่าตัดหัวใจ โดยในงานวิจัยนี้เราได้ทำการสร้างเครื่องวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 Lead คือ Lead I, II, และ III เพื่อส่งข้อมูลจากคนไข้ไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อเก็บข้อมูลสำหรับการวิเคราะห์ความผิดปกติของคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

สุดท้ายงานวิจัยที่เกิดจากทุนวิจัยนี้เป็นผลงานเพื่อศึกษาวิจัยความเป็นไปได้ในการใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายสำหรับการประยุกต์ใช้งานกับอุตสาหกรรมที่สำคัญของประเทศไทยเพื่อส่งเสริมการใช้งานในอนาคต

บทที่ ๑ บทนำ

ในยุคปัจจุบันการพัฒนาทางด้านเทคโนโลยีการผลิตอุปกรณ์เซ็นเซอร์ที่สามารถสื่อสารแบบไร้สายได้ ด้วยความสามารถของอุปกรณ์ไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) ชุดตรวจจับสัญญาณ (Sensor) และอุปกรณ์ภาคการรับส่งข้อมูลด้วยคลื่นวิทยุ (RF Device) ทำให้เกิดเป็นอุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย หรือ Wireless Sensor Device) ที่มีขนาดเล็ก ใช้พลังงานต่ำ และราคาถูก แต่ความสามารถของอุปกรณ์เหล่านั้นเพิ่มมากขึ้น จึงได้มีการนำมาใช้งานในเครือข่ายตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย (Wireless Sensor Network หรือ WSN) เพิ่มมากขึ้น โดยทำการจัดวาง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ให้กระจายไปทั่วทั้งบริเวณที่ต้องการตรวจวัดปรากฏการณ์ คุณสมบัติ หรือสภาวะต่างๆ ของสิ่งแวดล้อมที่เราสนใจ เช่น การฝังอุปกรณ์ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไว้ในรังนกหายากบางชนิดเพื่อตรวจจับการเปลี่ยนแปลงของอุณหภูมิที่มีผลต่อการย้ายถิ่นฐานของนกเหล่านั้น การติดตั้ง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไว้ภายในอุปกรณ์ผสมสารเคมีขนาดใหญ่หรือท่อส่งสารเคมีในโรงงานอุตสาหกรรมเพื่อตรวจจับการรั่วซึมของสารเคมี การใช้ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย วัดปริมาณก๊าซคาร์บอนมอนนอกไซด์ วัดปริมาณความชื้น วัดแรงสั่นสะเทือน เพื่อตรวจจับความผิดปกติเหล่านั้น การติดตั้ง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไว้รอบๆ สนามบินเพื่อตรวจจับการบุกรุกในบริเวณที่ห้ามคนเข้า นอกจากนั้นเรายังสามารถใช้ WSN เพื่อศึกษาผลกระทบของแผ่นดินไหวต่อโครงสร้างอาคารโดยฝัง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไว้ภายใต้กำแพงทดลองที่สร้างขึ้นเพื่อวัดข้อมูลที่ได้จากจำลองแผ่นดินไหวในลักษณะต่างๆ การฝัง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไว้ใต้ดินเพื่อช่วยจัดการระบบชลประทานหรือระบบการให้น้ำปุ๋ยในการเกษตร การใช้ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ตรวจจับควันไฟและสามารถส่งสัญญาณขึ้นทำให้พนักงานดับเพลิงเข้าไปช่วยเหลือผู้ที่ติดอยู่ในตึกเมื่อเกิดเพลิงไหม้ การโปรแกรมให้ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ตรวจวัดอุณหภูมิและการใช้พลังงานภายในที่อยู่อาศัยเพื่อปรับอุณหภูมิและการใช้พลังงาน การตรวจวัดสภาพแวดล้อมโดยเฉพาะปริมาณก๊าซพิษในอากาศตามท้องถนนและในโรงงานอุตสาหกรรม การตรวจวัดและควบคุมสภาวะในโรงเรือนสำหรับเพาะปลูกและเกษตรกรรม การตรวจสอบความปลอดภัยของสิ่งปลูกสร้างและโครงสร้างต่างๆ เช่น สะพาน ท่อส่งก๊าซ เป็นต้น จากตัวอย่างเหล่านี้จะเห็นได้ว่านักวิทยาศาสตร์และวิศวกรสามารถใช้ประโยชน์จาก อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ได้มากมายในหลายรูปแบบ

จากประโยชน์ที่มากมายจากการประยุกต์ใช้ WSN ในแบบต่างๆ ในต่างประเทศ งานวิจัยนี้จึงเน้นการประยุกต์ใช้งาน WSN ในประเทศโดยการประยุกต์ใช้กับอุตสาหกรรมของประเทศ เช่นการเกษตรกรรม และการแพทย์ด้านเวชศาสตร์ฟื้นฟู

บทที่ ๒ การใช้พลังงานของอุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย

อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สายทำงานโดยใช้แบตเตอรี่ธรรมดา และสื่อสารกันระหว่าง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ตัวอื่นที่อยู่ใกล้เคียงในเครือข่ายแบบไร้สายเดียวกัน เพื่อส่งข้อมูลที่ตรวจวัดได้นั้นไปยังเครื่องแม่ข่าย

ซึ่งข้อมูลจะถูกส่งผ่านระหว่าง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ด้วยกันเองจนกระทั่งถึงจุดหมายซึ่งอาจเป็น คอมพิวเตอร์หรืออุปกรณ์อื่นๆ สำหรับรวบรวมข้อมูลที่วัดได้ การควบคุม อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ให้ทำงานดังกล่าวได้นั้นจะใช้ซอฟต์แวร์ระบบปฏิบัติการที่ชื่อว่า TinyOS (Tiny Microthreading Operating System) โดยภาษาคอมพิวเตอร์ที่ใช้สำหรับการพัฒนาโปรแกรมที่เป็นรูปแบบดังกล่าว คือ ภาษา nesC ซึ่ง ลักษณะไวยากรณ์คล้ายกับ ANSI C อย่างไรก็ตาม นักวิจัยหลายกลุ่มได้หันมาใช้แหล่งพลังอื่นมาทดแทน แหล่งพลังงานจากถ่านไฟฉาย มาเป็นพลังงานแสงอาทิตย์ หรือการสั่นสะเทือนแทน ซึ่งจะทำให้สามารถติดตั้งใส่ง่ายขึ้นและลดขนาดมันลงได้ด้วย

แต่ก็ยังมีอุปสรรคต่างๆ ที่ไม่สามารถนำ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไปใช้ประโยชน์อย่างกว้างขวาง และเต็มที่ ได้แก่ ปัญหาเรื่องการกินพลังงานสูงอยู่ในปัจจุบันแม้ว่าเราจะพยายามให้มันทำงานน้อยที่สุดเท่าที่จำเป็นเท่านั้นเพื่อลดการใช้พลังงานและด้วยเครือข่ายที่ซับซ้อนน้อยที่สุดเพื่อลดการส่งข้อมูลถึงกัน

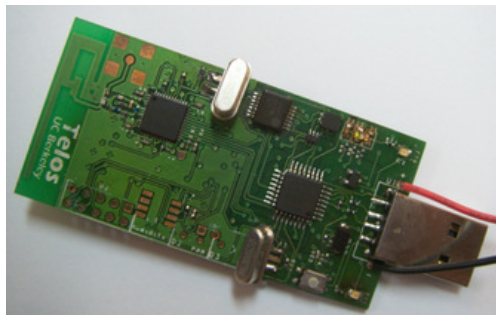
ในการออกแบบเครือข่ายตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย มีความต้องการเครื่องมือช่วยสนับสนุนที่สามารถทำให้มีความรวดเร็วในการออกแบบและมีการประเมินค่าที่ถูกต้องแม่นยำ ของหลากหลายวิธีการออกแบบ และต้องคำนึงถึงค่าพารามิเตอร์ในการออกแบบ เช่น วิธีการดำเนินการ การใช้พลังงาน ความน่าเชื่อถือ และอายุการใช้งาน วิธีการหนึ่งที่ผู้ออกแบบเครือข่ายตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายใช้ในการออกแบบ ก็คือการใช้โปรแกรมจำลองการทำงาน แต่อย่างไรก็ตามผลที่ได้จากการใช้โปรแกรมจำลองการทำงานก็ไม่ถูกต้องแม่นยำตรงกับการทำงานจริงของ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย มากนัก นอกจากนี้ผู้ออกแบบยังมีความต้องการได้ข้อมูลการใช้กำลังงานในขณะที่น่าเอา อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ไปติดตั้งใช้งานตามสถานที่จริง เพื่อนำมาวิเคราะห์ในการออกแบบ

ในงานวิจัยส่วนนี้จึงมุ่งเน้นศึกษาการใช้พลังงานจริงของ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ซึ่งทำการวัดค่าการใช้พลังงานที่ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ใช้ในสภาวะการทำงานต่างๆ คือ ในขณะส่งข้อมูลไปยัง อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ข้างเคียง โดยวัดค่าพลังงานที่ใช้ในการส่งข้อมูลที่กำลังส่งต่างๆกัน และขนาดของข้อมูลที่ส่งต่างๆกัน ซึ่งสามารถปรับค่ากำลังส่งและข้อมูลที่ทำการส่งได้จากการใช้ซอฟต์แวร์ระบบปฏิบัติการที่ชื่อว่า TinyOS และวัดค่าพลังงานในสภาวะรับข้อมูล รวมทั้งวัดค่าพลังงานที่ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย อยู่ในสภาวะหลับ หรือหยุดทำงาน แล้วนำค่าที่ได้มาสร้างแบบจำลองพลังงานเพื่อช่วยสนับสนุนการวิจัยการลดการใช้พลังงานแบบใช้โปรแกรมจำลองการทำงาน

๒.๑ คุณลักษณะของอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายที่ใช้

อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ที่ใช้ในครั้งนี้เป็นอุปกรณ์ในตระกูล Telos A ดังในรูปที่ ๒-๑ ซึ่งได้รับการพัฒนาโดย University of California Berkeley ทำงานได้โดยใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ขนาด AA 2 ก้อน หรือใช้แหล่งจ่ายไฟจากพอร์ต USB ของเครื่องคอมพิวเตอร์ ประกอบด้วยอุปกรณ์รับส่งสัญญาณแบบไร้สาย

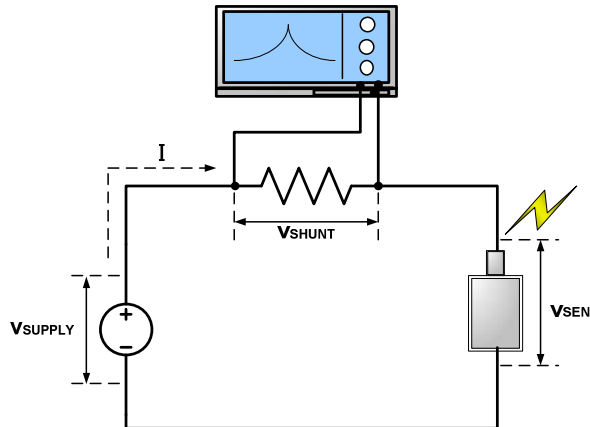
ที่รองรับมาตรฐาน IEEE 802.15.4 ความถี่ใช้งาน 2400 MHz – 2483.5 MHz แบ่งได้ 16 ช่องสัญญาณ (5 MHz) ของบริษัท Chipcon เบอร์ CC 2420 วิธีการมอดูเลตสัญญาณแบบ Offset QPSK modulation สามารถโปรแกรมให้ปรับเปลี่ยนกำลังในการส่งได้ตั้งแต่ -25 dBm – 0 dBm (3 uW – 1 mW) อัตราการรับส่ง ข้อมูล - 250kbps สามารถแก้ไขความผิดพลาด (error correction) และการสร้างรหัสลับ (encryption) ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์แบบ 16 bit ตระกูล MSP430 เบอร์ MSP430F149 ที่กินพลังงานต่ำ ทำงานได้ด้วยไฟเลี้ยงต่ำสุด 1.8V โหมด Active กินกระแสเพียง 280 uA โหมด Standby กินกระแสเพียง 1.6 uA มีหน่วยความจำ 60 KB Flash Memory, 2KB RAM มีวงแปลงสัญญาณอนาลอกเป็นดิจิตอล 12-bit อยู่ 8 Channels มีเสาอากาศแบบไมโครสตริปอยู่บนตัวบอร์ด โดยรัศมีในการใช้งานในอาคาร 50 เมตร และบริเวณนอกอาคาร 125 เมตร มีเซนเซอร์ ที่ติดตั้งบนบอร์ด ได้แก่ เซนเซอร์วัดความชื้น , อุณหภูมิ รุ่น SHT11 จากบริษัท Sensirion สามารถวัดค่าอุณหภูมิ และวัดค่าความชื้น แล้วส่งออกมาเป็นค่าแบบดิจิตอล 14 บิต สำหรับการวัดอุณหภูมิ และ 12 บิตสำหรับการวัดความชื้น ตามลำดับ โดยเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ผ่านพอร์ต SPI และเซนเซอร์วัดความสว่าง รุ่น S1087 และ S1087-01 จากบริษัท ฮามามัทสึ คอร์ปอเรชั่น เป็นเซนเซอร์สำหรับวัดความสว่างแบบ Photosynthetically Active Radiation(PAR) เซนเซอร์รุ่น S1087 สามารถวัดค่าความสว่างของแสงในย่านความยาวคลื่นตั้งแต่ 320 nm ถึง 730 nm เซนเซอร์วัดความสว่าง รุ่น S1087 01-Total Solar Radiation (TSR) สามารถวัดค่าความสว่างของแสงในย่านความยาวคลื่นตั้งแต่ 320 nm ถึง 1100 nm สามารถโปรแกรม อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ได้โดยตรงทางพอร์ต USB ของคอมพิวเตอร์มีคอนเนคเตอร์เสริม เพื่อการเชื่อมต่อกับอุปกรณ์ภายนอกเพิ่มเติมได้



รูปที่ ๒-๑ อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย Telos A ที่ได้สร้างขึ้น

๒.๒ การวัดพลังงาน

รูปที่ ๒-๒ แสดงการต่อวงจรวัดค่าการใช้พลังงาน โดยใช้ฮอสซิลโลสโคปวัดค่าแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทานขนาด 10 โอห์ม ที่ต่ออนุกรมกับอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย ดังแสดงในรูปที่ ๒-๓ เพื่อนำค่าแรงดันที่วัดได้มาคำนวณหาค่ากระแสที่ไหลผ่าน อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย ดังสมการที่ (1)

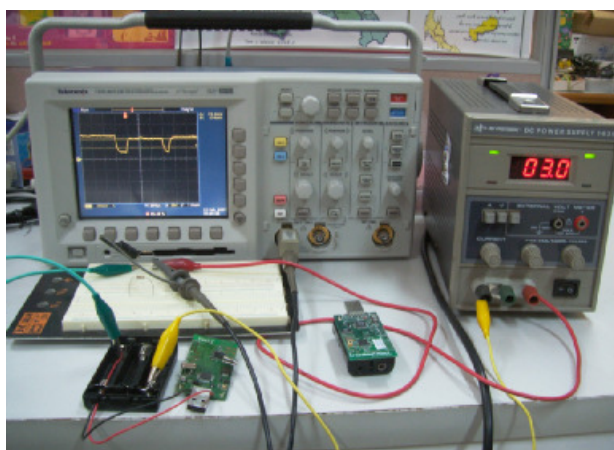


รูปที่ ๒-๒ วัดค่าแรงดันที่ตกคร่อมตัวต้านทานค่า 10 โอห์ม เพื่อนำมาคำนวณพลังงาน

$$P_{WS} = V_{WS} \times I = (V_{SUPPLY} - V_{SHUNT}) \times \frac{V_{SHUNT}}{R_{SHUNT}} \quad (1)$$

- เมื่อ P_{WS} เป็นกำลังงานที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายใช้
 V_{WS} เป็นแรงดันตกคร่อมอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย
 I เป็นกระแสที่ไหลผ่านอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย
 V_{SUPPLY} เป็นแรงดันแหล่งจ่ายไฟ
 V_{SHUNT} เป็นแรงดันตกคร่อมความต้านทาน
 R_{SHUNT} เป็นตัวต้านทานที่ต่ออนุกรมกับอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย (10

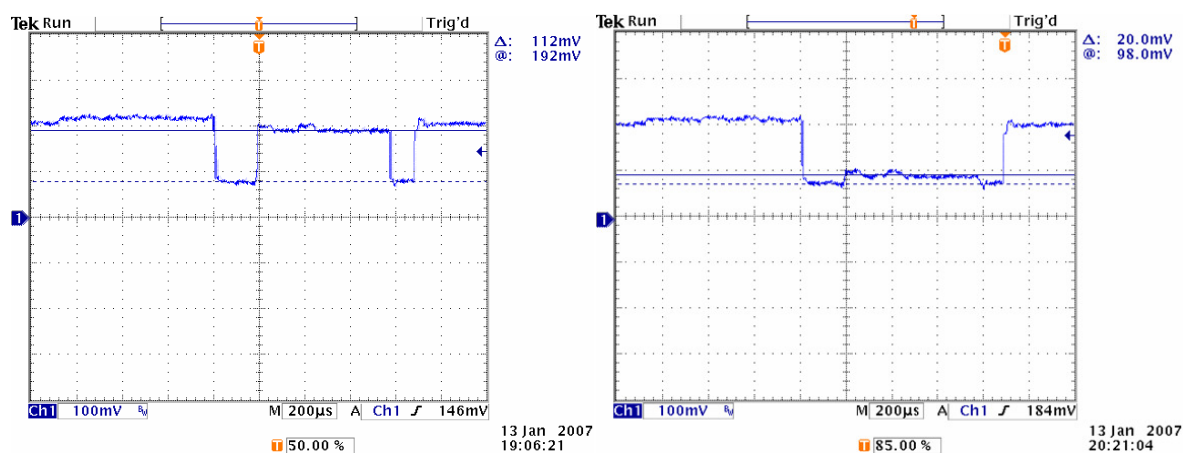
โอห์ม)



รูปที่ ๒-๓ เครื่องมือวัด และอุปกรณ์ที่ใช้วัดค่าการใช้พลังงาน

๒.๒.๑ ผลการวัดพลังงานขณะส่งสัญญาณ

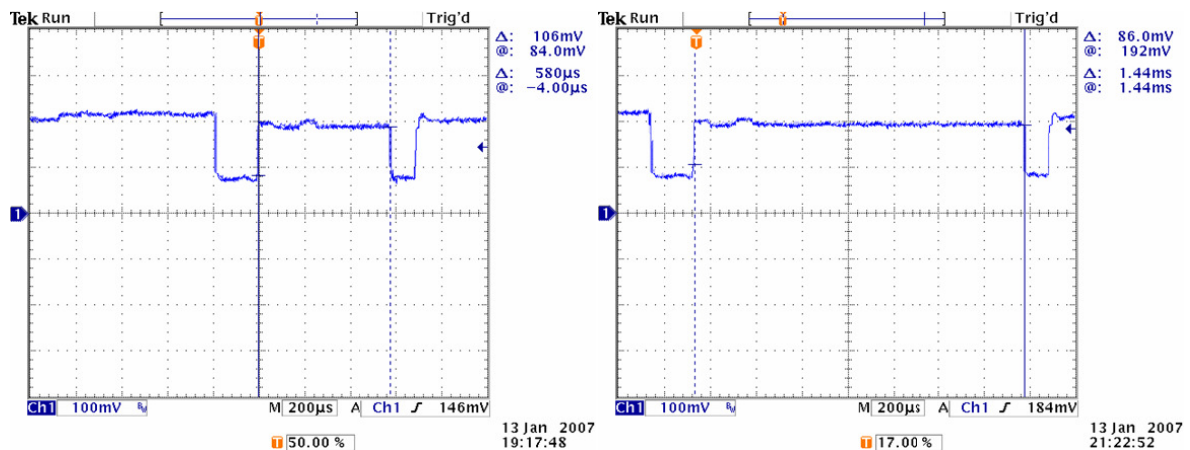
ทำการวัดค่าการใช้พลังงานของอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย โดยใช้โปรแกรม TestRadio ที่เขียนด้วยภาษา nesC โดยโปรแกรมนี้จะทำการส่งสัญญาณแพร่กระจายคลื่นเป็นช่วงๆ ทุกๆ 1 วินาที ทำการหมุนปุ่มปรับอัตราขยายแกนตั้ง (VOLTS/DIV) ให้เท่ากับ 100 mV และปุ่มปรับฐานเวลา (TIME/DIV) ให้เท่ากับ 200 us และทำการปรับเปลี่ยนกำลังในการส่ง ตั้งแต่ 0 dBm, -5 dBm, -10 dBm, -15 dBm และ -25 dBm ดังแสดงผลเฉพาะการปรับค่าที่ 0 dBm และ -25 dBm ในรูปที่ ๒-๔ ผลก็คืออุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย กินกระแสที่ 11.2 mA ที่ 0 dBm และ 2 mA ที่ -25 dBm



รูปที่ ๒-๔ ค่าพลังงานที่วัดได้ที่กำลังส่ง 0 dBm และ -25 dBm

๒.๒.๒ ผลการวัดพลังงานขณะส่งสัญญาณโดยเปลี่ยนจำนวนข้อมูลที่ทำการส่ง

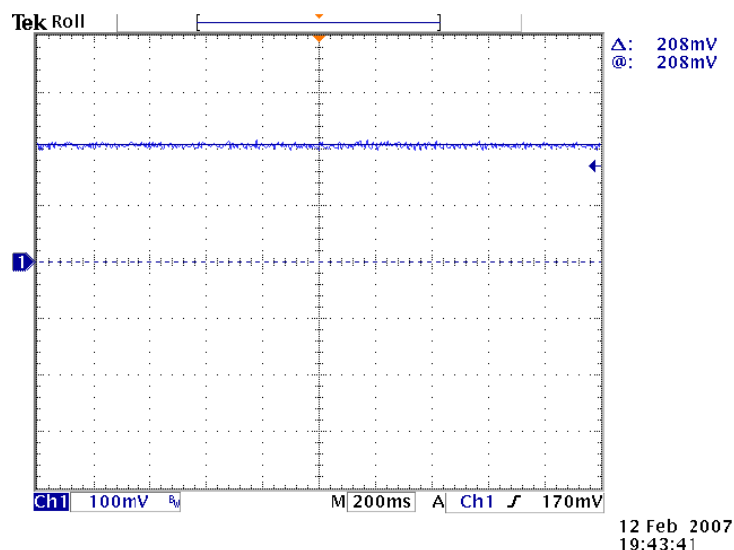
เมื่อทำการวัดค่าการใช้พลังงานของอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย โดยใช้โปรแกรม TestRadio ที่เขียนด้วยภาษา nesC โดยเขียนโปรแกรมให้เพิ่มจำนวนข้อมูลที่ส่ง ตั้งแต่ 1 byte, 8 byte, 16 byte และ 28 byte (เนื่องจากระบบปฏิบัติการ TinyOS กำหนดให้อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย Telos สามารถส่งข้อมูลได้สูงสุด 28 byte) ทำการหมุนปุ่มปรับอัตราขยายแกนตั้ง (VOLTS/DIV) ให้เท่ากับ 100 mV และปุ่มปรับฐานเวลา (TIME/DIV) ให้เท่ากับ 200 us ผลที่ได้แสดงดังรูปที่ ๒-๕ ผลการทดลองคือ เมื่อทำการปรับเปลี่ยนเพิ่มจำนวนข้อมูลที่ส่ง ทำให้ช่วงเวลาในการส่งข้อมูลเพิ่มมากขึ้น อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายจึงกินพลังงานเพิ่มมากขึ้นตามลำดับ โดยใช้เวลาในการส่งข้อมูลนานขึ้น



รูปที่ ๒-๕ ค่าพลังงานที่วัดได้ที่กำลังส่ง 0 dBm จำนวนข้อมูลที่ส่ง 1 byte และ 28 bytes

๒.๒.๓ ผลการวัดพลังงานขณะรับสัญญาณ

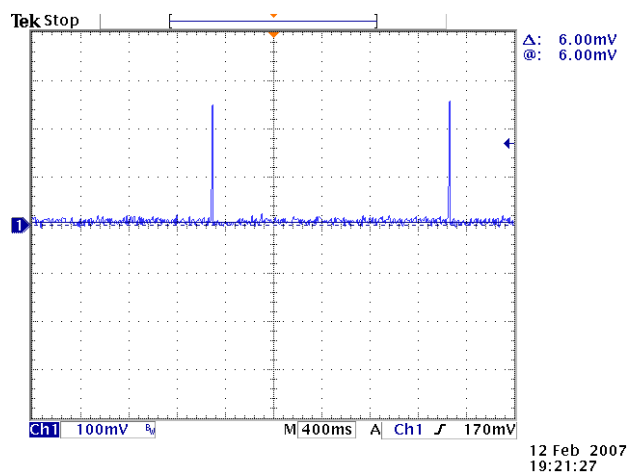
เมื่อทำการวัดค่าการใช้พลังงานของอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย โดยใช้โปรแกรม TOSbase ที่เขียนด้วยภาษา nesC โดยโปรแกรมนี้จะทำหน้าที่คอยรับสัญญาณที่ส่งออกมาจากอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายตัวอื่น ทำการหมุนปุ่มปรับอัตราขยายแกนตั้ง (VOLTS/DIV) ให้เท่ากับ 100 mV และปุ่มปรับฐานเวลา (TIME/DIV) ให้เท่ากับ 200 us ผลที่ได้แสดงดังรูปที่ ๒-๖ ผลการวัดคือ ในขณะที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายทำหน้าที่รับข้อมูล ไม่ว่าจะรับข้อมูลจาก อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ข้างเคียงที่ส่งมาให้กับตัวเอง หรือไปรับข้อมูลของ อุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สาย ตัวอื่น ที่ไม่ใช่ข้อมูลที่ตัวเองต้องรับ พลังงานที่ใช้ไม่มีความแตกต่างกัน



รูปที่ ๒-๖ ค่าพลังงานที่วัดได้ขณะรับสัญญาณ

๒.๒.๔ ผลการวัดพลังงานขณะที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายหลับแล้วตื่นขึ้นมาส่งข้อมูล

ทำการวัดค่าการใช้พลังงานของอุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย โดยใช้โปรแกรม CountSleepRadio ที่เขียนด้วยภาษา nesC โดยโปรแกรมนี้อาจทำให้อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายอยู่ในสภาวะหลับ แล้วตื่นขึ้นมาส่งข้อมูล โดยหลับและตื่นสลับกันเป็นช่วงๆ ทุกๆ 2 วินาที ทำการหมุนปุ่มปรับอัตราขยายแกนตั้ง (VOLTS/DIV) ให้เท่ากับ 100 mV และปุ่มปรับฐานเวลา (TIME/DIV) ให้เท่ากับ 400 ms ผลที่ได้แสดงดังรูปที่ ๒-๗ ผลการวัดพลังงานคือ ในช่วงที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายอยู่ในสภาวะหลับ จะกินพลังงานน้อยมากระดับ uA และเมื่อตื่นก็จะใช้พลังงาน โดยแสดงในรูปเป็นเส้นตรงที่สูงขึ้นขณะตื่น



รูปที่ ๒-๗ ค่าพลังงานที่วัดได้ขณะหลับและตื่นขึ้นมาส่งข้อมูล

๒.๓. สร้างแบบจำลองการใช้พลังงาน

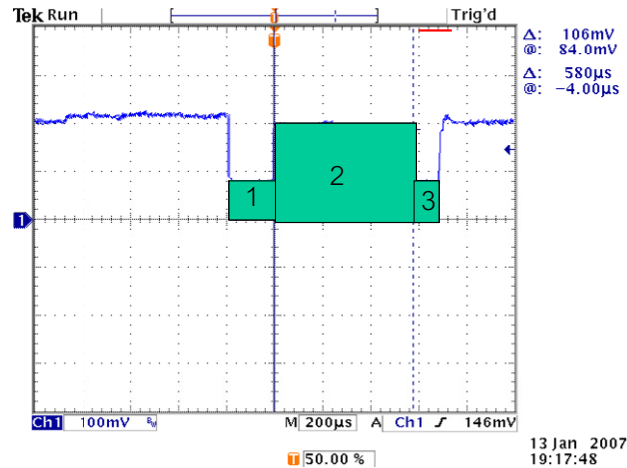
เมื่อนำค่ากำลังงานที่วัดได้มาคำนวณหาค่าพลังงาน โดยพลังงานมีค่าเท่ากับกำลังงานต่อเวลา ดังสมการที่ (2) และค่าพลังงานที่ได้นำไปหาแบบจำลองพลังงานในกรณีต่างๆ ดังต่อไปนี้

$$P = \frac{E}{t} \quad (\text{จูล/วินาที}) \quad (2)$$

๒.๓.๑ แบบจำลองพลังงานขณะส่งสัญญาณ

พลังงานที่ใช้ในการส่งสัญญาณที่กำลังส่งต่างๆ กัน คำนวณได้จากพื้นที่ใต้กราฟส่วนที่ 1-3 แสดงดังรูปที่ ๒-๘ และผลการวัดพลังงานที่ใช้ในการส่งข้อมูลที่กำลังส่ง ตั้งแต่ 0 dBm, -5 dBm, -10 dBm, -15 dBm และ -25 dBm แสดงดังตารางที่ ๒-๑ แล้วนำมาสร้างแบบจำลองพลังงาน โดยใช้โปรแกรม Matlab ทำการ Curve Fitting เพื่อหาสมการพลังงาน ผลที่ได้แสดงดังรูปที่ ๒-๙ ซึ่งเป็นสมการเส้นตรง $y = ax + b$

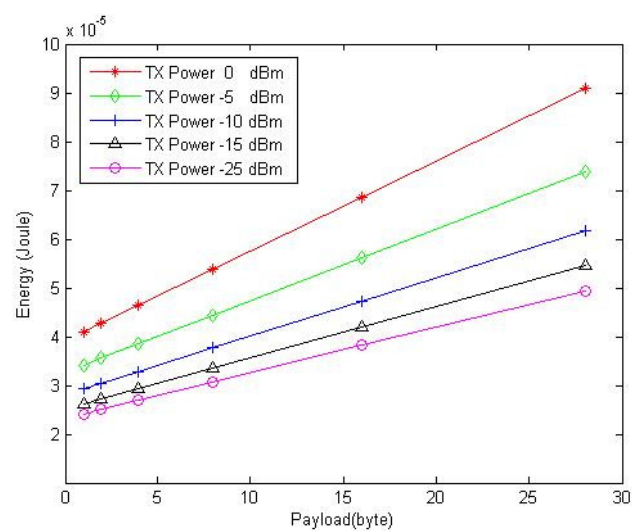
โดยมีค่าสัมปสิทธิ์ของความชัน (a) และค่า Intercept (b) ที่แตกต่างกันโดยได้แสดงค่าสัมปสิทธิ์ของการส่งด้วยค่าต่างๆ ในตารางที่ ๒-๒



รูปที่ ๒-๔ ค่าพลังงานที่ใช้ในการส่งข้อมูลคือช่วงที่ 1-3

ตารางที่ ๒-๑ แสดงค่าพลังงานที่ใช้ในการส่งข้อมูลกำลังส่ง ตั้งแต่ 0, 5, -10,-15 และ -25 dBm

Tx Power	1 byte	2 byte	4 byte	8 byte	16 byte	28 byte
0 dBm	40.6E-6	42.5E-6	46.5E-6	54.2E-6	68.6E-6	90.9E-6
-5 dBm	34.0E-6	35.7E-6	38.4E-6	44.5E-6	56.2E-6	73.7E-6
-10 dBm	29.1E-6	30.5E-6	32.9E-6	37.7E-6	47.3E-6	61.6E-6
-15 dBm	26.2E-6	27.3E-6	29.5E-6	33.7E-6	42.0E-6	54.5E-6
-25dBm	24.1E-6	25.1E-6	27.0E-6	30.8E-6	38.2E-6	49.4E-6



รูปที่ ๒-๕ แบบจำลองพลังงานขณะส่งสัญญาณ

ตารางที่ ๒-๒ แสดงสมการแบบจำลองพลังงานขณะส่งสัญญาณ

Tx Power	a	b	$y = ax + b$
0 dBm	0.0186E-4	0.3895E-4	$y = 0.0186E-4x + 0.3895E-4$
-5 dBm	0.0147 E-4	0.3265 E-4	$y = 0.0147 E-4x + 0.3265 E-4$
-10 dBm	0.0120 E-4	0.2805 E-4	$y = 0.0120 E-4x + 0.2805 E-4$
-15 dBm	0.0105 E-4	0.2525 E-4	$y = 0.0105 E-4x + 0.2525 E-4$
-25dBm	0.0094 E-4	0.2324 E-4	$y = 0.0094 E-4x + 0.2324 E-4$

๒.๓.๒ แบบจำลองพลังงานขณะรับสัญญาณ

พลังงานที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายใช้ขณะรับสัญญาณจะเท่ากันตลอดช่วงเวลาที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายทำงาน จึงสามารถสรุปค่าการใช้พลังงานต่อช่วงเวลา 1 วินาที ได้ดังแบบจำลองพลังงาน ตามสมการที่ (3) ซึ่งเท่ากับ 62.4 mJ

$$\begin{aligned}
 P &= V \times I = 3V \times 20.8mA = 62.4mW \\
 E &= P \times t = 62.4mW \times 1s \\
 E &= 62.4mJ
 \end{aligned}
 \tag{3}$$

๒.๓.๓ แบบจำลองพลังงานขณะที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายอยู่ในสภาวะหลับ

ช่วงเวลาที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายหลับ จะใช้พลังงานน้อยมาก จึงสามารถสรุปค่าการใช้พลังงานต่อช่วงเวลา 1 วินาที ได้ดังแบบจำลองพลังงาน ตามสมการที่ (4) ซึ่งมีค่าเท่ากับ 1.8 mJ

$$\begin{aligned}
 P &= V \times I = 3V \times 600 \mu A = 1.8mW \\
 E &= P \times t = 1.8mW \times 1s \\
 E &= 1.8mJ
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

๒.๔. สรุป

จากการทดลองการวัดพลังงานนี้ เราได้นำเสนอรูปแบบจำลองพลังงานที่ได้จากการวัด ขณะที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย ตระกูล Telos A ทำงานจริง และแสดงให้เห็นว่าในขณะที่อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายทำหน้าที่รับสัญญาณจะใช้พลังงานมากกว่าขณะที่ส่งสัญญาณ ดังนั้นในการออกแบบเครือข่าย ต้องให้อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย มีช่วงการทำงานน้อยที่สุด คือให้อยู่ในสภาวะหลับ และเมื่อต้องการส่งข้อมูลจึงตื่นขึ้นมาเป็นช่วงๆ แทนที่จะให้อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สายทำงานอยู่ตลอดเวลา

๒.๕ เอกสารอ้างอิง

- [1] V. Shnayder, M. Hempstead, B. Chen, G. Allen, and M. Welsh , “Simulating the Power Consumption of Large Scale Sensor-Network Applications”, SenSys’04, Baltimore,Maryland, USA.N, ovember 3–5, 2004.
- [2] J. Liu, D. Nicol, F. Perrone, M. Liljenstam, C. Elliot, and D. Pearson. “Simulation modeling of large-scale ad-hoc sensor networks”. In Proc. European Interoperability Workshop 2001, London, England, June 2001.
- [3] G. Werner-Allen, J. Johnson, M. Ruiz, J. Lees, and M. Welsh, ”Monitoring Volcanic Eruptions with a Wireless Sensor Network” , In Proc. European Workshop on Sensor Networks (EWSN’05), January 2005.
- [4] S. Rhee, D. Seetharam and S. Liu, ``Techniques for Minimizing Power Consumption in Low Data Rate Wireless Sensor Networks", IEEE Wireless Communications and Networking Conference (WCNC), March 2004.
- [5] <http://www.tinyos.net>
- [6] <http://www.moteiv.com>
- [7] <http://www.ti.com/sc/docs/products/micro/msp430/msp430.htm>
- [8] <http://www.chipcon.com>
- [9] <http://www.ftdichip.com/Products/FT232BM.htm>

บทที่ ๓ การประยุกต์ใช้งานเครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายด้านการเกษตร

การประยุกต์ใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายโดยเฉพาะการติดตั้งเซ็นเซอร์โนดเพื่อตรวจจับสภาวะแวดล้อมต่างๆ กำลังเป็นที่สนใจอย่างแพร่หลาย เช่น การใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย (WSN) เพื่อช่วยนักชีววิทยาศึกษาพฤติกรรมของนก Leach Storm Petrel บนเกาะ Great Duck Island (ดำเนินการโดยมหาวิทยาลัยเบิร์กลีย์และบริษัทอินเทล), การติดตั้งโนดบนต้นไม้เพื่อช่วยนักชีววิทยาศึกษาการดำรงชีวิตและเจริญเติบโตของพืช (ดำเนินการโดยมหาวิทยาลัยเบิร์กลีย์) และการใช้ WSN สำหรับตรวจวัดความชื้นและสภาวะอื่นๆ ทางด้านการเกษตรในสวนองุ่นขนาดใหญ่ใน Oregon เพื่อพัฒนาระบบชลประทานและควบคุมการให้ปุ๋ยเพื่อเพิ่มผลผลิตทางการเกษตร (ดำเนินการโดยบริษัทอินเทล และ King Family Farm) [1-3] นอกจากนี้ยังมีกลุ่มวิจัย Fur Farming แห่ง Kannus ได้ทำการวิจัยโดยใช้ WSN วัดค่าความเข้มของแสงที่แตกต่างกันในโรงนาเพื่อใช้ควบคุมการสืบพันธุ์ของสัตว์ [4]

นอกจากนั้นแล้ว มหาวิทยาลัยบัพฟาโร ยังได้มีการทำวิจัยโดยการนำ WSN ใช้ตรวจจับค่าพลังงานที่รับส่งได้ระหว่างกัน จากกรณีศึกษา 2 กรณี กรณีแรกเก็บผลการวัดพลังงานของสัญญาณในการรับส่งข้อมูลภายใน อพาร์ทเมนต์ กรณีที่สองเก็บผลการวัดพลังงานของสัญญาณในการรับส่งภายในโรงเพาะชำ และเก็บลงในฐานข้อมูล [5] สาเหตุที่งานวิจัยส่วนใหญ่เลือกใช้เครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายในการตรวจจับสถานะแวดล้อมๆ ต่าง เนื่องมาจากคุณลักษณะของ WSN ดังนี้คือ (1) พลังงาน โดยโน้ตนั้นสามารถใช้งานได้โดยไม่ต้องมีการเปลี่ยนแบตเตอรี่อย่างน้อย 6 เดือน (2) สามารถดูข้อมูลได้จากทุกที่โดยสามารถดูผ่านระบบอินเทอร์เน็ต (3) ง่ายต่อการเปลี่ยนแปลงโดยระบบสามารถเปลี่ยนแปลงได้ง่ายเพื่อให้เข้ากับสภาพแวดล้อมและการใช้งาน

งานวิจัยส่วนนี้นำเสนอการประยุกต์ใช้งานระบบ WSN สำหรับการปลูกพืชโดยไม่ใช้ดินที่มีความจำเป็นต้องเฝ้าระวังสารละลายไม่ให้เป็นกรดด่างเกินไป มิฉะนั้นจะทำให้พืชเพาะปลูกเสียหายได้อย่างรวดเร็ว หรือทำให้เติบโตช้าและทำให้ผลิตผลต่ำ โดยระบบ WSN สามารถแจ้งเตือนผ่านทางอินเทอร์เน็ตเมื่อแปลงเพาะปลูกมีสารละลายที่ต่ำเกินไปเพื่อป้องกันความเสียหายที่จะเกิดขึ้น

๓.๑ การปลูกพืชโดยไม่ใช้ดินแบบดีเฟฟที (Deep Floating Technique; DFT)

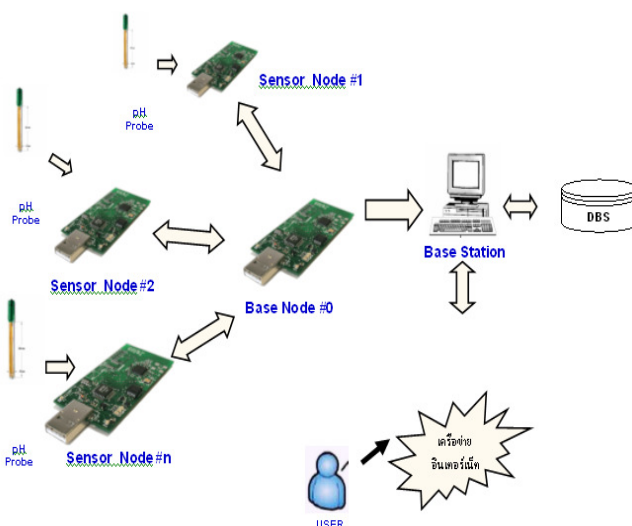
การปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน (Hydroponics) หรือเรียกทับศัพท์ว่า ไฮโดรโพนิกส์ได้มีการจำแนกระบบเป็นระบบย่อยๆ ได้หลายวิธี โดยบทความนี้ได้ยกกรณีศึกษาแบบดีเฟฟที ซึ่งเป็นระบบที่ปลูกพืชให้ลอยบนระดับน้ำที่ลึกประมาณ 5-10 นิ้ว มีการเพิ่มช่องเติมอากาศในระบบ โดยเว้นชั้นปลูกที่โคนต้นกับปลายรากจะมีช่องว่างอยู่ ทำให้รากพืชบางส่วนจะอยู่เหนือระบบน้ำนิ่งที่ลึก 15 เซนติเมตร ซึ่งช่องว่างนี้จะช่วยให้รากได้รับออกซิเจน และเป็นการลดอุณหภูมิของน้ำในฤดูร้อน ระบบนี้อาจมีชื่อเรียกอีกอย่างหนึ่งว่า ระบบไฮโดรโพนิกส์ลอยน้ำ (Floating Hydroponics Systems) [6] ซึ่งมีขั้นตอนการดำเนินงานอย่างย่อต่อไปนี้ (1) ทำการเพาะกล้าสำหรับการปลูกพืชในสารละลาย (Water Culture) (2) การสร้างแปลงปลูกพืชระบบดีเฟฟที (Deep Floating Technique, DFT) และ (3) การนำต้นกล้าลงแปลงปลูกและรอให้เจริญเติบโตจนสามารถเก็บเกี่ยวได้

๓.๒ การทำงานของระบบที่นำเสนอ

การเพาะปลูกพืชโดยไม่ใช้ดินนั้นสารละลายธาตุอาหารเป็นสิ่งจำเป็นอย่างยิ่ง เนื่องมาจากพืชจะได้รับธาตุอาหารต่างๆ ที่เป็นส่วนประกอบของการเจริญเติบโตจากสารละลายธาตุอาหารนี้ เกษตรกรจึงต้องคอยดูแลให้สารละลายธาตุอาหารนี้อยู่ในสภาพสมดุลกับพืชที่เกษตรกรปลูกอยู่ตลอดเวลา โดยสิ่งที่เกษตรกรต้องควบคุมคือ ค่าความนำไฟฟ้าซึ่งบอกถึงความเข้มข้นของธาตุอาหารในสารละลายธาตุอาหาร และค่าความเป็นกรด-ด่าง ซึ่งเกิดการเปลี่ยนแปลงเนื่องมาจากสาเหตุที่พืชดูดธาตุอาหารจากสารละลายธาตุ

อาหารแล้วปล่อยไฮโดรเจน (H^+) และไฮดรอกไซด์ (OH^-) ออกมา เกษตรกรจึงต้องมีการปรับค่าความเป็นกรดต่างของสารละลายธาตุอาหารให้เหมาะสมกับความต้องการของพืช หากไม่มีการปรับสภาวะความเป็นกรด-ด่างติดต่อกันเป็นเวลา 2-3 วัน จะส่งผลให้พืชมีการดูดกินธาตุอาหารจำพวกแมกนีเซียม เหล็ก ฟอสเฟต ไปใช้ในการเจริญเติบโตได้ยาก [6-8]

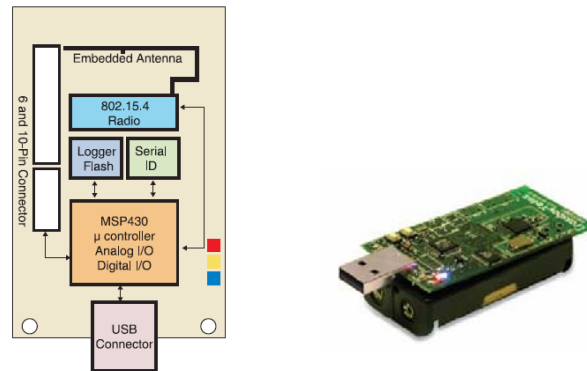
งานวิจัยนี้ได้นำเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายมาประยุกต์ใช้เพื่อเก็บค่าความเป็นกรดต่างสำหรับการปลูกพืชโดยไม่ใช้ดินมีระบบปลูกแบบน้ำลึกหรือระบบตีเอฟพี โดยทำการทดลองเก็บข้อมูลในโครงการส่วนพระองค์บางแตน อ.บางแตน จ.ปราจีนบุรี ใช้อุปกรณ์ไร้สาย TelosB ที่ออกแบบโดยมหาวิทยาลัยเบิร์กลีย์ และผลิตโดยบริษัท คอสโบว์เทคโนโลยี โดยเก็บค่าความเป็นกรดต่างลงในฐานข้อมูล MySQL เรียกใช้โดยใช้ภาษา PHP ในการติดต่อกับระบบฐานข้อมูล เพื่อสร้างเป็น Database-driven Web pages ขึ้นมา แล้วแสดงผลเป็นหน้าเว็บเพจให้เห็นผลของค่าความเป็นกรดต่างของสารละลายที่ใช้ในการปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน รูปที่ ๓-๑ แสดงระบบการวัดค่าเป็นกรดต่างสำหรับแปลงเพาะปลูกโดยใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย



รูปที่ ๓-๑ ระบบวัดค่าความเป็นกรดต่างโดยใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย

๓.๒.๑ อุปกรณ์เซ็นเซอร์โนด

อุปกรณ์ไร้สาย TelosB ดังรูปที่ ๓-๒ มีคุณสมบัติดังนี้ คือ (1) มีอัตราการรับส่งข้อมูลแบบไร้สายด้วยความเร็ว 250 kbps ส่งด้วยความถี่ 2.4 ถึง 2.4835 GHz ตามมาตรฐาน IEEE 802.15.4 (2) มีสายอากาศแบบ Inverted-F แบบฝังตัวบนบอร์ดวงจรพิมพ์ (3) ใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ของบริษัท เท็กซัส อินสตรูเมนต์ จำกัด เบอร์ MSP430 8 MHz ที่มีหน่วยความจำ 10KB และ ใช้พลังงานต่ำ (4) สามารถเขียนโปรแกรมผ่านพอร์ต USB (5) มีเซ็นเซอร์วัดระดับความเข้มของแสง, อุณหภูมิ และความชื้นโดยต่อผ่าน PIN connector (6) สามารถทำงานบนระบบปฏิบัติการ TinyOs 1.1.10 หรือสูงกว่านั้น



รูปที่ ๓-๒ แบบจำลองบอร์ด Telos B และตัวจริง

ส่วนของเซนเซอร์โนดในการตรวจวัดค่าความเป็นกรดต่าง และส่งออกด้วยคลื่นวิทยุ นั่นคือในส่วนนี้ จะมีการต่อชุดวัดค่าความเป็นกรดต่างเข้ากับเซนเซอร์โนดผ่านพอร์ต ADC0 เพื่อส่งไปยัง ไมโครคอนโทรลเลอร์เบอร์ MSP430 เพื่อแปลงสัญญาณแอนะล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล 12 บิต ส่งออกด้วย คลื่นวิทยุ

๓.๒.๒ การตรวจจับค่าความเป็นกรดต่างของสารละลาย

สำหรับการตรวจวัดค่าความเป็นกรดต่าง เราใช้เซนเซอร์ที่มีขายอยู่ทั่วไปและพัฒนางจรขยาย สัญญาณได้เป็นอุปกรณ์สำหรับวัดค่าความเป็นกรดต่าง เพื่อเชื่อมต่ออุปกรณ์กับเซนเซอร์โนด Telos B ซึ่ง งานวิจัยนี้ใช้หัววัดของบริษัท ฮานนา อินสตรูเมนต์ จำกัด รุ่น HI 1332B เป็นหัววัดชนิดรวมกัน ตัวหัววัด เป็นพลาสติก แบบดัดเบิ้ลจันชั้น มีขนาดเส้นผ่านศูนย์กลาง 12 มิลลิเมตร หัวต่อเป็นขั้วต่อแบบ BNC ขนาด 3.3 สายเคเบิลยาว 1 เมตร โดยการวัดค่านั้นจะต้องมีการปรับแต่งค่าให้ได้ค่ามาตรฐานเสียก่อนดังรูปที่ ๓-๓

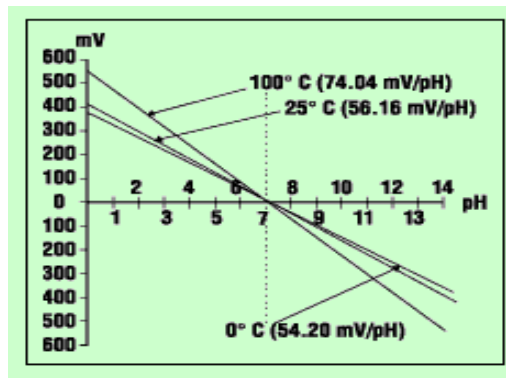


รูปที่ ๓-๓ หัววัดค่าความเป็นกรดต่าง รุ่น HI 1332B

เมื่อหัววัดได้ค่า pH ในรูปแบบของแรงดันไฟฟ้าซึ่งมีขนาดต่ำ จึงจำเป็นต้องผ่านวงจรขยายสัญญาณ การวัดค่าความเป็นกรดต่าง (pH Amplifier) โดยวงจรประกอบด้วยส่วนประกอบ 4 ส่วน ส่วนแรกมี IC1 ทำ

หน้าที่เป็นบัฟเฟอร์ โดยสามารถปรับค่าแรงดันออฟเซตของเอาต์พุต IC1 ได้จาก VR1 เนื่องจากความสัมพันธ์ระหว่างค่า pH กับแรงดันที่เอาต์พุตของ IC1 จะมีลักษณะเป็นสมการเส้นตรง ดังรูปที่ ๓-๔ ซึ่งกราฟที่แสดงนี้มีค่าขึ้นอยู่กับอุณหภูมิ เช่นที่อุณหภูมิประมาณ 24 องศาเซลเซียส สมการแสดงความสัมพันธ์ระหว่างค่า pH (Y) และแรงดันที่เอาต์พุตของวงจร (X) ดังสมการที่ (1)

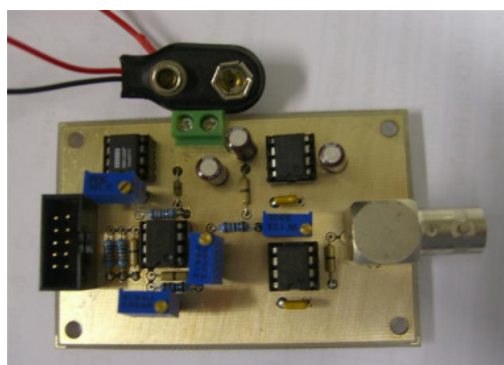
$$Y = -0.017X + 7 \quad (1)$$



รูปที่ ๓-๔ กราฟความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเป็นกรด-ด่าง กับ แรงดันที่ออกจากหัววัด [9]
และเมื่อผ่านวงจรขยายสัญญาณจะได้เอาต์พุตของวงจรในส่วนแรกจะขยายสเกลขึ้น 10 เท่าดังสมการที่ (2)

$$10Y = -0.17X + 70 \quad (2)$$

หลังจากนั้นจะถูกส่งไปยังวงจรส่วนที่สองเพื่อทำการขยายค่าแรงดันเอาต์พุตจากส่วนแรกแล้วจะถูกส่งต่อไปยังส่วนที่สอง คือวงจรขยายสัญญาณแบบกลับเฟส โดยปรับขยาย (ความชันของกราฟ) วงจรส่วนที่สามคือวงจรขยายผลรวมสัญญาณทำหน้าที่ควบคุมค่าจุดตัดแกน Y วงจรส่วนสุดท้าย คือวงจรขยายสัญญาณชนิดอินสตรูเมนชัน (Instrumentation Amplifier) ซึ่งวงจรชุดวัดค่าความเป็นกรดต่าง แสดงดังรูปที่ ๓-๕



รูปที่ ๓-๕ วงจรชุดวัดค่าความเป็นกรดต่าง

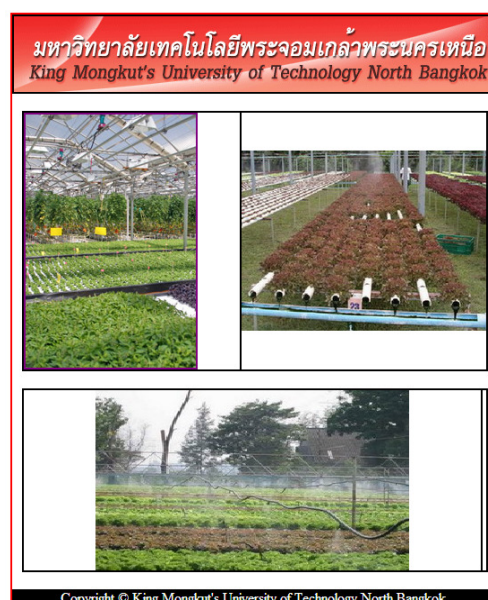
๓.๒.๓ โปรแกรม Web Application

โครงสร้างของระบบที่แสดงดังรูปที่ ๓-๑ นั้น โดยเครือข่ายจะส่งผลของการวัดค่าความเป็นกรดต่างไปยังโนตที่ต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์ผ่านพอร์ตอนุกรม ซึ่งเครื่องคอมพิวเตอร์มีโปรแกรมวิซวลเบสิกทำหน้าที่จัดการกับแพคเกจข้อมูลที่ได้รับมาจากพอร์ตอนุกรม และนำผลที่ได้เก็บลงในฐานข้อมูล MySQL ซึ่งโปรแกรมวิซวลเบสิก มีหน้าที่จัดการกับข้อมูลที่ได้รับเข้ามาทางพอร์ตอนุกรมเพียงอย่างเดียว ผลการเก็บข้อมูลลงในฐานข้อมูลนั้นจะมีการแสดงผลผ่านทางเว็บเบราว์เซอร์ ซึ่งในงานวิจัยนี้ใช้โปรแกรม AppServ ซึ่งรวบรวมซอฟต์แวร์ที่เป็น Open Source หลายโปรแกรมเข้าด้วยกัน ประกอบด้วยโปรแกรม วิซวลเบสิก, Apache Web Server, PHP, MySQL Server และ phpMyAdmin

๓-๓ ผลการทดลอง

เครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายเมื่อรับส่งข้อมูลโดยผ่านพอร์ตอนุกรมแล้ว โปรแกรมวิซวลเบสิกจะเลือกข้อมูลจากแพคเกจซึ่งเป็นไบท์ที่เป็นตำแหน่งของข้อมูล แล้วทำการเทียบค่าความเป็นกรดต่าง หลังจากนั้นเก็บข้อมูลลงในฐานข้อมูลโดยเก็บข้อมูลทุกๆ 10 นาที และแสดงผลผ่านทางเว็บเบราว์เซอร์

การใช้งานโดยการเลือกวันเวลาที่ต้องการทราบค่าความเป็นกรดต่าง โดยเลือกวันที่เริ่มต้น และสิ้นสุดที่ต้องการทราบค่า ซึ่งหน้าแรกของเว็บเพจแสดงดังรูปที่ ๓-๖ และรูปที่ ๓-๗ แสดงค่าความเป็นกรดต่างตามช่วงเวลาที่ใช้ต้องการทราบ แกน X แสดงถึงช่วงวันและเวลาที่ผู้ใช้ต้องการทราบค่าความเป็นกรดต่าง แกน Y แสดงค่าความเป็นกรดต่าง โดยมีการแจ้งว่าระดับค่าของสารละลายที่มีค่าความเป็นกลาง คือ 7 อยู่ด้วย



รูปที่ ๓-๖ เว็บเพจหน้าแรกแสดงส่วนของแปลงปลูก



รูปที่ ๓-๗ ค่าความเป็นกรดต่างตามเวลาที่เลือก

๓.๔ สรุป

การประยุกต์ใช้งานเครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายสำหรับการปลูกพืชโดยไม่ใช้ดินนั้น ถือว่าเป็นเพียงกรณีศึกษาหนึ่งเท่านั้น หากแต่การประยุกต์ใช้เครือข่ายเซนเซอร์ไร้สายเพื่อ ตรวจสอบภาวะแวดล้อมยังมีอีกหลายๆ ด้านนั้น ซึ่งหากงานวิจัยเหล่านี้ถูกนำมาใช้ได้จริงในด้านการเกษตรหรือตรวจสอบสภาพแวดล้อมในชีวิตประจำวันของมนุษย์แล้ว จะเป็นประโยชน์อย่างยิ่งต่อไป

๓.๕ เอกสารอ้างอิง

- [1] I.F. Akyildiz, et al. "Wireless sensor networks: a survey." Broadband and Wireless Networking Laboratory. (2002) : 393-422.
- [2] A.Mainwaring, et al. " Wireless sensor networks for habitat monitoring." In Proceedings of the 1st ACM Internation Workshop on Wireless Sensor Networks and Applications. (2002) : 88-97.
- [3] Min Lin, et al. "Wireless Sensor Network Distribution Monitoring System." IEEE Transactions. (2008) 775-778.
- [4] Ismo Hakala, et al. "Wireless Sensor Network in Environmental Monitoring – CaseFoxhouse." SensorCommunications IEEE Transactions. vol. 27. (2008) : 202-208.

- [5] Murat Demirbas, et al. "Insight : Internet-Sensor Integration for Habitat Monitoring." International Symposium on a. World of Wireless, Mobile and Multimedia Networks, 2006. WoWMoM 2006. : 552-558.
- [6] อิทธิสุนทร นันทกิจ. การปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน
Hydroponics.<http://www.kmitl.ac.th/hydro.hyhead1.html>
- [7] อานัฐ ตันโช. การปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน. พิมพ์ครั้งที่ 1. เชียงใหม่ : Trio Advertising & Media Co.,Ltd. 2548.
- [8] จิเรก ทองอร่าม. การปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน. พิมพ์ครั้งที่ 1. ราชบุรี : ธรรมรักษ์การพิมพ์, 2546.
- [9] Berkeley CA U.S.A. OWL2/BASIC Stamp interface to pH sensor.
<http://www.emesystems.com/index.html>.

บทที่ ๔ การประยุกต์ใช้งานด้านอุปกรณ์การแพทย์

จากเทคโนโลยีสื่อสารแบบไร้สายในปัจจุบัน เราสามารถนำประโยชน์เหล่านั้นมาประยุกต์ใช้ในการแพทย์และการดูแลสุขภาพผู้ป่วยได้อย่างมีประสิทธิภาพ ทั้งในเรื่องความรวดเร็ว เพิ่มศักยภาพในการดูแลรักษาคนไข้เพิ่มประสิทธิภาพให้แก่เจ้าหน้าที่แพทย์ อุปกรณ์ที่ใช้ก็ง่ายและไม่ยุ่งยากอีกด้วย ในแขนงงานทางด้านการแพทย์และการดูแลสุขภาพของผู้ป่วยนั้น มีความคาดหวังเป็นอย่างมากที่จะนำเอาเทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สายมาใช้ปรับปรุงการบริการสมัยใหม่ให้ดียิ่งขึ้น และปรับปรุงให้อุปกรณ์ทางการแพทย์ที่มีอยู่สามารถใช้งานได้ง่ายขึ้น ซึ่งคาดหวังสูงสุดก็คงหนีไม่พ้นในเรื่องของการพัฒนาให้เทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สายให้สามารถนำมาใช้งานในพื้นที่ใหม่ๆ ได้

เนื่องจากการพัฒนาที่เป็นไปอย่างรวดเร็วของระบบไร้สายและได้พัฒนาให้มีความเชื่อถือได้ จึงเป็นเหตุผลที่ว่าทำไมจึงต้องให้ความสนใจนำเอาเทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สายมาใช้งานทางด้านการแพทย์และการดูแลสุขภาพผู้ป่วย ส่วนความเข้าใจในเรื่องของการไม่ควรใช้คลื่นวิทยุกับอุปกรณ์ทางการแพทย์นั้น เป็นเรื่องที่เข้าใจผิด เพราะปัจจุบันในการรักษาคนไข้นั้น ได้มีการนำเอาเทคโนโลยีแบบไร้สายเข้ามาใช้เพื่อลดภาระที่คนไข้ต้องมาผูกติดอยู่กับเครื่องมือวัดด้วยสายเคเบิล ถ้าสายเคเบิลทั้งหมดนั้นเหล่านั้นสามารถถูกตัดออกจากกันได้ มันจะเป็นการง่ายในการเคลื่อนไหวของผู้ป่วย และในโรงพยาบาลส่วนใหญ่ก็ยังคงผูกติดอยู่กับสายเคเบิลเป็นจำนวนมากมาย

ความเข้าใจเกี่ยวกับการใช้อุปกรณ์ไร้สายในทางการแพทย์ ที่เกิดจากความกลัวว่าจะเกิดปัญหาเมื่อต้องใช้กลไกคลื่นวิทยุซึ่งเป็นอุปกรณ์ที่สำคัญต่อการบรรลุผลตามเป้าหมาย แต่สถานการณ์กำลังจะเปลี่ยนไป การนำเอาเทคโนโลยีแบบไร้สายเข้ามาใช้พัฒนางานให้มีประสิทธิภาพมากขึ้นแก่บุคลากรทางการแพทย์ อาทิเช่น พยาบาล ซึ่งสามารถพกพาเอาคอมพิวเตอร์ส่วนตัวซึ่งรองรับเครือข่ายเฉพาะแบบไร้สาย มาใช้ที่ข้างเตียงคนไข้ได้ ข้อมูลเกี่ยวกับคนไข้ ก็สามารถที่จะป้อนเข้าสู่บันทึกได้แบบเรียลไทม์

Body Area Network : BAN เทคโนโลยีที่รองรับการบริการในการแพทย์ การดูแลรักษาสุขภาพ หรืองานลักษณะอื่นๆ ในปัจจุบันทำได้ง่ายดายและมีความสะดวกสบายมากขึ้น เพียงแต่นำเซ็นเซอร์และใช้เทคโนโลยีการสื่อสารแบบไร้สายแล้วทำการเชื่อมต่อสัญญาณเข้ากับอุปกรณ์เกตเวย์เท่านั้น ซึ่งจากความสะดวกนี้จึงทำให้ระบบเครือข่ายเชื่อมต่อร่างกาย กำลังได้รับความสนใจเป็นอย่างมากในปัจจุบัน ซึ่งต่อไปได้มีการคาดหวังว่าจะพัฒนาให้ระบบสามารถเชื่อมต่อเน็ตเวิร์กได้ถึง 100 ตำแหน่งในร่างกาย

การใช้งานของ BAN ที่มีความพร้อมนั้น จึงถูกคาดหวังว่าจะช่วยลดต้นทุนจากการรับส่งสัญญาณ และช่วยส่งเสริมให้มีการนำมาใช้งานอย่างแพร่หลายขึ้น เช่น มีการกำหนดให้มีการใช้ระบบไร้สายในช่วงระยะสั้นๆ กับการแพทย์และการดูแลสุขภาพได้ และมีอัตราการถ่ายเทข้อมูลสูงสุดอยู่ที่ประมาณหลายร้อย กิโลบิตต่อวินาที มีการใช้กำลังไฟฟ้าขนาดเล็กซึ่งถูกกำหนดสเปกเช่นเดียวกับอัตราการถ่ายเทข้อมูลและระยะของการส่งสัญญาณ แต่อย่างไรก็ตาม เซ็นเซอร์ที่เราสวมอยู่จะมีช่วงระยะเวลาการทำงานที่ยาวนาน แบตเตอรี่ที่ทำหน้าที่จ่ายพลังงานให้กับอุปกรณ์เหล่านี้จึงต้องมีอายุการใช้งานที่นานด้วย ร่างกายของมนุษย์ อาจจะมีการสัมผัสคลื่นเสียงซึ่งจะเป็นการรบกวนสัญญาณของอุปกรณ์ได้ ดังนั้นจึงต้องมั่นใจว่าอุปกรณ์ทางการแพทย์ที่เป็นอิเล็กทรอนิกส์เหล่านี้จะถูกรบกวนน้อยที่สุด

ระบบการทำงานของ BAN ซึ่งเป็นที่รู้จักกันอย่างกว้างขวางจะมีด้วยกัน 2 ชนิดด้วยกันคือ ชนิดที่เป็นแบบสวม ซึ่งอุปกรณ์เหล่านี้จะใช้สวมติดกับร่างกาย และอีกชนิดคือแบบฝัง อุปกรณ์เหล่านี้จะถูกบรรจุหรือฝังเอาไว้ภายในร่างกายของมนุษย์

ความหลากหลายของมาตรฐานจะครอบคลุมถึงการสื่อสารด้วยสัญญาณวิทยุของอุปกรณ์ที่สวมติดร่างกาย ความยาวคลื่นที่ใช้จะอยู่ที่ประมาณ 2.4 GHz ซึ่งจะถูกบรรจุเอาไว้คล้ายกับสัญญาณบลูทูธ ที่มีการนำมาใช้งานกันอย่างแพร่หลายอย่างเช่น โทรศัพท์มือถือหรือเครื่องหูฟัง ยกตัวอย่างเช่น Wibree ซึ่งใช้กำลังไฟฟ้าเพียงแต่ 1-10 mW และ ZigBee ซึ่งพัฒนาขึ้นมาสำหรับใช้กับอุปกรณ์เน็ตเวิร์ก

๔.๑ วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจ

โดยทั่วไปคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็กประมาณ 1 mV เพื่อให้ได้สัญญาณที่มากพอจึงต้องใช้วงจรขยายที่มีอัตราขยายสูงและต้องจำกัดวงจรมีขยายสัญญาณเฉพาะช่วงคลื่นไฟฟ้าหัวใจ (0.05-100 Hz สำหรับงานวินิจฉัย) ซึ่งวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ดีควรมีคุณสมบัติ ดังนี้

๔.๑.๑ Input Impedance ที่สูง บริเวณรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังจะเกิดความต้านที่สูงมาก ดังนั้นวงจรขยายต้องมีค่าอิมพีแดนซ์ขาเข้าที่สูงกว่าค่าความต้านทานตรงรอยสัมผัสระหว่างอิเล็กโทรดกับผิวหนังให้มากที่สุด เพื่อให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจมีการสูญเสียที่รอยสัมผัสน้อยที่สุด

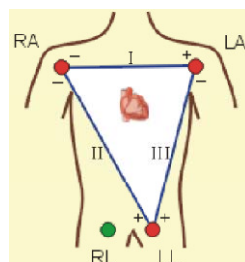
๔.๑.๒ มีค่า CMRR (Common Mode Rejection Ratio) สูง ซึ่งก็คืออัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมดที่สูง เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีขนาดเล็ก สัญญาณอื่นๆ จึงอาจเข้ามารบกวนได้ง่าย เราสามารถแก้ไขด้วยการเลือกใช้อัตราขยายที่มีค่าอัตราการกำจัดสัญญาณคอมมอนโหมด (CMRR) สูง คือการมีอัตราขยายดิฟเฟอเรนเชียลโหมด (Differential Mode) สูง และอัตราขยายคอมมอนโหมด (Common Mode) ต่ำ ทำให้วงจรขยายเฉพาะคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่เข้ามาในลักษณะดิฟเฟอเรนเชียลโหมดและกำจัดสัญญาณรบกวน ที่เข้ามาในลักษณะคอมมอนโหมดออกไปได้

๔.๑.๓ ตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดี คลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบด้วยสัญญาณความถี่ต่ำมากๆ (0.05 Hz) ซึ่งใกล้เคียงกับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง ดังนั้นวงจรขยายจะต้องตอบสนองต่อความถี่ต่ำได้ดี แต่เนื่องจากคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีความถี่ที่ต่ำมากๆ เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสตรง (DC Offset) จากการขยับตัวของร่างกายหรือความต้านทานตรงรอยสัมผัสอิเล็กโทรดกับผิวหนังเปลี่ยนแปลง ศักย์ไฟฟ้าออฟเซตกระแสตรงจะถูกขยายมาด้วยทำให้คลื่นไฟฟ้าหัวใจลอยห่างจากระดับศูนย์ ซึ่งถ้าหากศักย์ไฟฟ้าของแหล่งจ่ายไฟฟ้าด้านใดด้านหนึ่ง (บวกหรือลบ) เป็นสาเหตุให้วงจรไม่สามารถทำงานได้ หากวงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจมีอัตราขยายที่สูงมาก เช่น 500 หรือ 1000 เท่า เมื่อเกิดศักย์ไฟฟ้าออฟเซตสูง 300 mV (ตามมาตรฐานของ AAMI) ที่ขาข้างใดข้างหนึ่งของวงจร จะทำให้วงจรเกิดการอิ่มตัวจนไม่สามารถทำงานได้ ทางแก้ปัญหาคือการอิ่มตัวของวงจรคือ การออกแบบวงจรให้มีอัตราขยายที่น้อยและเพิ่มวงจรป้อนกลับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรงเพื่อป้อนกลับศักย์ไฟฟ้าไปหักล้างกับศักย์ไฟฟ้าออฟเซตให้หมดไป

๔.๒ รายละเอียดของวงจรในภาคขยายสัญญาณ

วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจประกอบไปด้วย

วงจรบัฟเฟอร์ (Buffer Circuits) ทำหน้าที่รับคลื่นไฟฟ้าหัวใจและสัญญาณการหายใจจากอิเล็กโทรดที่ติดอยู่บนร่างกาย สำหรับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะเป็นการวัดแบบไบโพลาร์ลิมบ์ลีด (Bipolar Limb Lead) ซึ่งการติดอิเล็กโทรดจะมีทั้งหมด 4 ตำแหน่งคือ แขนขวา(RA) ,แขนซ้าย(LA), ขาซ้าย(LL), ขาขวา(RL) ดังรูปที่ ๔-๑



รูปที่ ๔-๑ จุดที่ทำการติดอิเล็กโทรด

วงจรขับสัญญาณขาขวา (Right Leg Drive Circuit) ทำหน้าที่กำจัดสัญญาณรบกวนให้น้อยลง

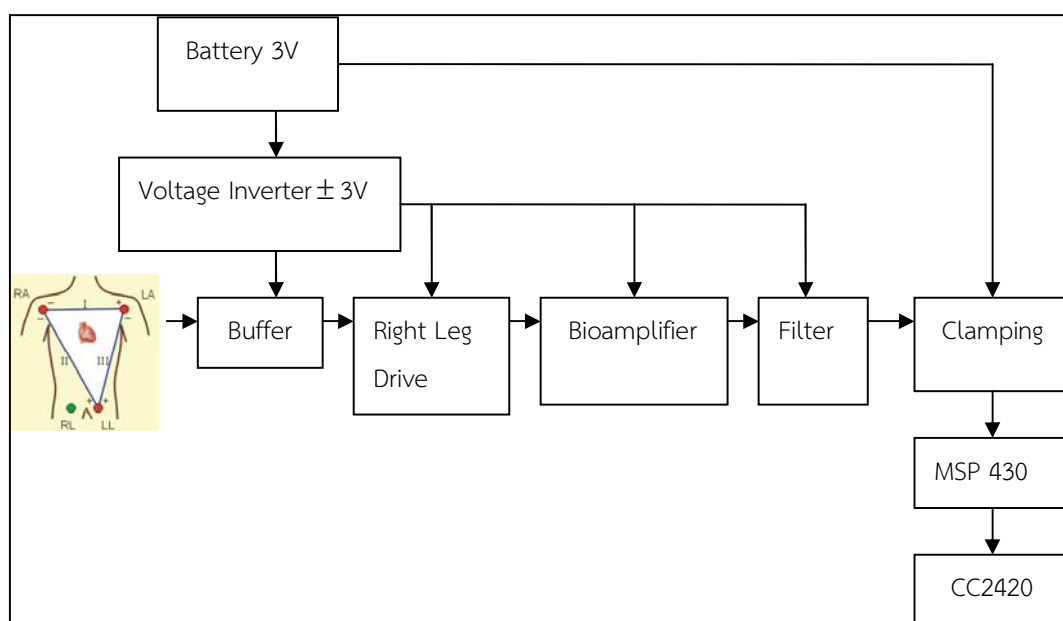
วงจรขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจและวงจรป้อนกลับศักย์ไฟฟ้าออฟเซต ทำหน้าที่ขยายคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ถูกส่งมาจากวงจรบัฟเฟอร์ รวมทั้งต้องมีการกำจัดศักย์ไฟฟ้าออฟเซตด้วยวงจรป้อนกลับศักย์ไฟฟ้ากระแสตรง

วงจรกรองความถี่ต่ำผ่าน(Low-Pass Filter) ทำหน้าที่กรองคลื่นไฟฟ้าหัวใจให้มีความถี่ที่ใช้ในการวินิจฉัย โดยที่ความถี่คัตออฟของวงจร (Cut Off Frequency) ที่ 100 Hz สัญญาณที่ได้จากวงจรนี้จะเป็นคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่มีความถี่ต่ำกว่า 100 Hz

วงจรยกระดับสัญญาณ เมื่อถึงส่วนนี้คลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ได้จะมีความชัดเจนค่อนข้างมาก โดยปกติคลื่นไฟฟ้าหัวใจจะประกอบด้วยแรงดันทั้งด้านบวกและลบ แต่ไมโครคอนโทรลเลอร์ MSP430 สามารถแปลงสัญญาณอนาล็อกเป็นดิจิตอลได้เฉพาะสัญญาณช่วงบวก คือ 0-3 V จึงต้องทำการยกระดับสัญญาณแรงดันให้อยู่ในช่วงบวก เพื่อที่จะนำไปเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทรลเลอร์เพื่อนำไปประมวลผลสัญญาณ ในการ

ออกแบบนั้น เนื่องจากวงจรจะมีลักษณะคล้ายกับวงจรวงจรกรองความถี่สูงผ่าน (High-Pass Filter) ดังภาพที่ ๔-๒ ดังนั้นจะต้องออกแบบให้วงจรตอบสนองกับกับความถี่ที่สนใจคือ 0.05 Hz

สัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจที่ผ่านการกรองสัญญาณ HPF ที่ความถี่ 0.05 Hz แล้วผ่านการขยายสัญญาณที่อัตรา 1000 เท่า และผ่านวงจร ADC ส่งผ่านอุปกรณ์รับส่งข้อมูลด้วยคลื่นวิทยุ ไปยังอุปกรณ์เครื่องรับเพื่อแสดงผลบนเครื่องคอมพิวเตอร์ ซึ่งสามารถแสดงสัญญาณคลื่นไฟฟ้าหัวใจแบบ 3 Lead ที่เป็นผลจากการส่งสัญญาณแบบไร้สายดังแสดงในรูปที่ ๔-๓



รูปที่ ๔-๒ บล็อกไดอะแกรม รวมทั้งหมด



รูปที่ ๔-๓ รูปสัญญาณขณะส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 Lead พร้อมกัน

บทที่ ๕ บทสรุป

เครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายเป็นเครือข่ายคอมพิวเตอร์ขนาดเล็กหรืออุปกรณ์สวมกมลฝังตัวที่สามารถใช้งานได้หลายสถานที่เพราะมีขนาดเล็กและใช้พลังงานจากแบตเตอรี่หรือแหล่งพลังงานตามธรรมชาติ เช่นแสงอาทิตย์ หรือการเปลี่ยนแปลงความร้อน อย่างไรก็ตามอุปกรณ์เซ็นเซอร์แบบไร้สายจำเป็นต้องใช้พลังงานอย่างมาก เพื่อให้อุปกรณ์สามารถทำงานได้นาน งานวิจัยนี้จึงได้มีการทดลองวัดค่าพลังงานของอุปกรณ์เซ็นเซอร์แบบไร้สายเพื่อให้ได้แบบจำลองการใช้พลังงานของอุปกรณ์ในกรณีต่างๆ เช่นการส่งสัญญาณข้อมูล การรับสัญญาณข้อมูล และการหลับเพื่อประหยัดพลังงาน นอกจากนี้งานวิจัยนี้ได้ศึกษาการประยุกต์ใช้งานอุปกรณ์เซ็นเซอร์ไร้สายกับเซ็นเซอร์วัดค่าความเป็นกรดต่าง เพื่อใช้ในฟาร์มปลูกพืชไร้ดิน หรือไฮโดรโพนิกส์ ซึ่งผลการทดสอบสามารถนำอุปกรณ์เซ็นเซอร์แบบไร้สายมาใช้งานได้จริงในการเฝ้าตรวจวัดค่าความเป็นกรดต่างของน้ำสารละลายอาหารพืชได้ตลอด 24 ชั่วโมง สุดท้ายเป็นการประยุกต์ใช้งานด้านอุปกรณ์การแพทย์สำหรับการตรวจวัดคลื่นหัวใจ ECG สำหรับคนไข้ที่ต้องการเฝ้าดูคลื่นหัวใจ 24 ชั่วโมง โดยอุปกรณ์นี้สามารถพกพาได้และคนไข้สามารถเดินภายในโรงพยาบาลที่มีการติดตั้งเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย เพื่อเฝ้าระวังและสามารถสัญญาณชีพจรได้ตลอดเวลา

Output จากโครงการวิจัยที่ได้รับทุนจาก สกว.

1. ผลงานตีพิมพ์ในวารสารวิชาการนานาชาติ (ระบุชื่อผู้แต่ง ชื่อเรื่อง ชื่อวารสาร ปี เล่มที่ เลขที่ และหน้า) หรือผลงานตามที่คาดไว้ในสัญญาโครงการ
(อยู่ในระหว่างการ Submission)

2. การนำผลงานวิจัยไปใช้ประโยชน์

- 2.1 เชิงพาณิชย์ (มีการนำไปผลิต/ขาย/ก่อให้เกิดรายได้ หรือมีการนำไปประยุกต์ใช้โดยภาคธุรกิจ/บุคคลทั่วไป)

บางส่วนของงานวิจัยนี้ได้มีการนำไปประยุกต์ใช้ในด้านต่างๆ โดยภาคธุรกิจมีความสนใจในการนำไปใช้งานสำหรับการสาธิต แต่ยังไม่มีการนำไปผลิตเนื่องจากอุปกรณ์ยังมีราคาแพงเมื่อเทียบกับกำไรหรือรายได้กับภาคธุรกิจ มีการนำไปใช้สาธิตดังนี้

- การนำไปใช้ในการวัดค่า Dissolved Oxygen ในฟาร์มเลี้ยงกุ้งเพื่อเฝ้าระวังปัญหากุ้งลอยตายเนื่องจากขาดออกซิเจน
- การนำไปใช้วัดค่าความเป็นกรดต่าง pH ในฟาร์มปลูกผักแบบไร้ดิน (Hydroponic) เพื่อเฝ้าระวังความเป็นกรดต่างที่ลดลงทำให้พืชดูดซึมธาตุอาหารได้น้อยซึ่งทำให้ผักเหี่ยวเฉาได้
- การนำไปใช้วัดปริมาณคาร์บอนมอนนอกไซด์ในพื้นที่ที่มีการจราจรหนาแน่นเพื่อเฝ้าระวังปัญหามลพิษที่อาจเกิดขึ้นได้อย่างเฉียบพลันเนื่องมาจากปริมาณก๊าซคาร์บอนมอนนอกไซด์ที่ปล่อยออกมาจากรถยนต์
- การนำไปใช้วัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจของผู้ป่วยหลังการผ่าตัดเพื่อเฝ้าระวังคนไข้ซึ่งอุปกรณ์นี้สามารถพกพาได้ทำให้ผู้ป่วยไม่ต้องนอนอยู่กับเตียงตลอดเวลา

- 2.2 เชิงนโยบาย (มีการกำหนดนโยบายอิงงานวิจัย/เกิดมาตรการใหม่/เปลี่ยนแปลงระเบียบข้อบังคับหรือวิธีทำงาน)

งานวิจัยนี้ไม่มีส่วนในการนำไปใช้เชิงนโยบาย

- 2.3 เชิงสาธารณะ (มีเครือข่ายความร่วมมือ/สร้างกระแสความสนใจในวงกว้าง)

งานวิจัยนี้ไม่มีส่วนในการนำไปใช้เชิงสาธารณะ

- 2.4 เชิงวิชาการ (มีการพัฒนาการเรียนการสอน/สร้างนักวิจัยใหม่)

งานวิจัยนี้มีส่วนช่วยในการพัฒนานักวิจัยเพื่อพัฒนาอุปกรณ์ด้านอิเล็กทรอนิกส์และอุปกรณ์สมองกลฝังตัว (Embedded Device) ที่สามารถนำไปใช้งานได้จริงในภาคสนาม จากผลงานวิจัยของโครงการนี้เน้นการพัฒนาอุปกรณ์เพื่อให้เป็นต้นแบบระดับห้องปฏิบัติการที่สามารถนำไปใช้งานได้จริง

3. ผลงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้อง

3.1 การเสนอผลงานในที่ประชุมวิชาการนานาชาติ

- Ukrit Arom-oon and Phongsak Keeratiwintakorn, “Fuzzy Path Selection for Routing in Energy-Limited Mobile Ad Hoc Networks,” in Proceedings of the 7th International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT’07), Sydney, Australia, October 16 – 19, 2007.
- Visarut Nopparat and Phongsak Keeratiwintakorn, “*The Three-Lead Wireless ECG in Sensor Networks for Mobile Patients*,” International Conference on Instrumentation, Control, and Information Technology (SICE 2008), Tokyo, Japan, August 20-22, 2008.
- Visarut Nopparat and Phongsak Keeratiwintakorn, “*The Three-Lead Wireless ECG in Sensor Networks for Mobile Patients*,” in proceedings of the Fifth International Conference on Networked Sensing Systems June 17 - 19, 2008, Kanazawa, Japan (Poster Session)

3.2 ที่ปรึกษาปริญญาโท

- เกศริน รัตนกรพันธ์, ระบบความปลอดภัยทางการสื่อสารบนอุปกรณ์ฝังตัว, ปริญญาโท , อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๑

3.3 ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์

- อนุสรณ์ จีตระการ, การปรับปรุงแมโครโปรโตคอลเพื่อการใช้พลังงานอย่างมีประสิทธิภาพซึ่งมีพื้นฐานมาจากเอสแมคสำหรับเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๐

- ยุทธพงษ์ พันระไชย, แบบจำลองการใช้พลังงานสำหรับการรับส่งในเครือข่ายตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๐
- ลลิตา น้ำประสานไทย, การปรับปรุงขั้นตอนวิธีการค้นหาเส้นทางเชิงภูมิศาสตร์เพื่อลดการใช้พลังงานในการส่งข้อมูลบนเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร, ภาควิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์, คณะวิทยาศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๐
- วิศรุต นพรัตน์, ระบบวัดคลื่นหัวใจแบบพกพาโดยใช้การสื่อสารไร้สายแบบ IEEE 802.15.4, วิทยานิพนธ์, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๒
- อนุศักดิ์ ประพัฒน์, ระบบตรวจสอบปริมาณออกซิเจนในน้ำโดยอัตโนมัติโดยใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายสำหรับฟาร์มกุ้ง, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๑
- หฤทัย ดินสกุล, ชุดวัดค่าความเป็นกรดต่างระบบเครือข่ายไร้สายแบบอัตโนมัติสำหรับการปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๑
- กลอยใจ ทางกรณ์, การวัดปริมาณก๊าซคาร์บอนมอนนอกไซด์บนท้องถนนโดยใช้เครือข่ายตรวจวัดแบบไร้สาย, อาจารย์ที่ปรึกษา ดร. พงษ์ศักดิ์ กীরติวินทกร, ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า, คณะวิศวกรรมศาสตร์, มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ, ๒๕๕๑

ภาคผนวก ก

บทความสำหรับเผยแพร่

โครงการความปลอดภัยแบบประหยัดพลังงานสำหรับเครื่องตรวจจับแบบไร้สาย

ผศ.ดร.พงษ์ศักดิ์ กิรติวินทร

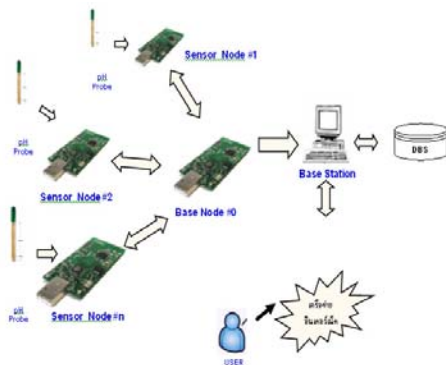
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าพระนครเหนือ

อีเมล phongsakk@kmutnb.ac.th

เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายเป็นเครือข่ายชนิดใหม่ของคอมพิวเตอร์ขนาดเล็กหรืออุปกรณ์สมองกลฝังตัว (Embedded Device) ดังแสดงในรูปที่ ๑ ที่สามารถสื่อสารแบบไร้สายและมีความปลอดภัย สามารถตรวจวัดสภาพแวดล้อมด้วยชุดเซ็นเซอร์ที่ติดอยู่กับอุปกรณ์ และที่สำคัญสามารถใช้งานได้ยาวนานโดยอาศัยแหล่งพลังงานที่มีอยู่จำกัดหรือจากแบตเตอรี่ขนาดเล็กโดยมีรูปแบบการเชื่อมต่อข้อมูลดังแสดงในรูปที่ ๒

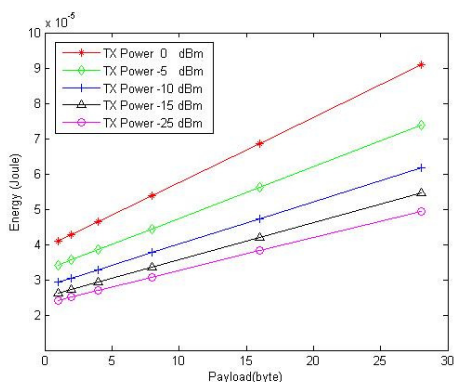


รูปที่ ๑ อุปกรณ์ตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย Telos ที่ได้สร้างขึ้น



รูปที่ ๒ เครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายแบบใช้งานทั่วไป

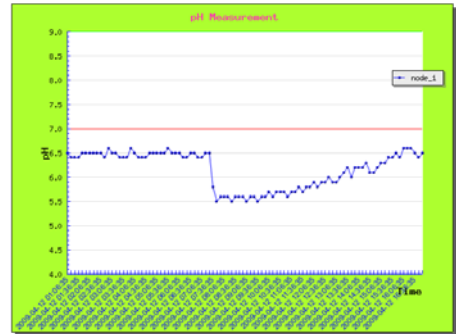
งานวิจัยนี้มีวัตถุประสงค์ที่จะศึกษาความสามารถของเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายในการประยุกต์ใช้งานด้านต่างๆ สำหรับอุตสาหกรรมในประเทศไทยที่ส่วนใหญ่เป็นการเกษตรกรรม อีกทั้งยังรวมถึงการศึกษาความรู้พื้นฐานอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย เช่น รูปแบบพลังงานของการสื่อสาร ดังแสดงในรูปที่ ๓ เป็นแบบจำลองการใช้พลังงานที่แปรผันตามจำนวนข้อมูลที่ส่งและกำลังที่ใช้



รูปที่ ๓ แบบจำลองพลังงานขณะส่งสัญญาณ

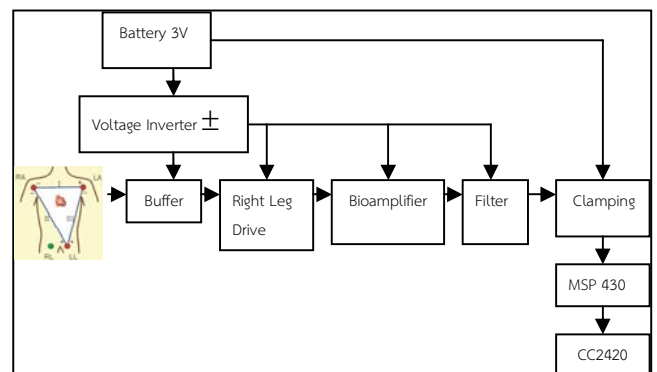
ผลงานวิจัยนี้เป็นการประยุกต์ใช้งานเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายในด้านต่างๆ ที่นำมาใช้งานจริงในด้านต่างๆ อาทิเช่น ด้านการเกษตร รูปที่ ๔ แสดงการวัดค่าความเป็นกรดต่างของสารละลายที่ใช้สำหรับเป็นอาหารพืชในการปลูกผักแบบไม่ใช้ดินแบบไฮโดรโปนิกส์ โดยสังเกตเมื่อ

พืชมมีการดูดซับแร่ธาตุมีผลให้ค่าความเป็นกรดต่างสูงขึ้นเรื่อย และเมื่อมีการเติมสารละลายก็จะทำให้ค่าความเป็นกรดต่างลดลงเพื่อไม่ให้มีค่าเกินเส้นสีแดงที่จะเป็นอันตรายกับพืช



รูปที่ ๔ ค่าความเป็นกรดต่างตามเวลาที่เลือก

งานวิจัยอีกชิ้นหนึ่งคือการประยุกต์ใช้กับการเฝ้าระวังคนไข้หลังการผ่าตัดหัวใจ โดยการใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์แบบไร้สายกับการวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจ ที่ตำแหน่งหัวใจหลักซ้ายและขวาและที่ต้นขาขวาและซ้าย โดยวงจรที่ใช้การวัดคลื่นไฟฟ้าหัวใจแสดงดังรูปที่ ๕ และตัวอย่างคลื่นหัวใจที่วัดได้ที่ตำแหน่งดังกล่าวแบบ 3 lead ที่ส่งจากอุปกรณ์ตรวจวัดไปยังเครื่องคอมพิวเตอร์สำหรับการแสดงผลดังรูปที่ ๖



รูปที่ ๕ บล็อกไดอะแกรม รวมทั้งหมด



รูปที่ ๖ รูปสัญญาณขณะส่งข้อมูลคลื่นไฟฟ้าหัวใจ 3 Lead พร้อมกัน

ภาคผนวก ข

ผลงานที่มีการตีพิมพ์ 3 บทความ

Fuzzy Path Selection for Routing in Energy-Limited Mobile Ad Hoc Networks

Ukrit Arom-oon and Phongsak Keeratiwintakorn
Department of Electrical Engineering,
King Mongkut's Institute of Technology North Bangkok
1518 Pibulsongkram Rd. Bangsue Bangkok Thailand 10800
ukrit.a@navy.mi.th, phongsakk@kmitnb.ac.th

Abstract - The fuzzy path selection is a framework for mobile ad hoc networks in which inaccurate information is available for making a routing decision. The goal of our path selection process is to identify a shortest path and to prolong the connectivity of the networks, using minimum hops and node remaining power as our model cost. Under an assumption that a list of candidate paths already exists, we explore the fuzzy logic approach to achieve the goal. The performance evaluation is done using a simulation program to compare between our fuzzy logic approach, the minimum hop, and the nearest neighbor approach the main performance metrics which are the number of hops in paths, the number of disconnected nodes in paths. The results show that our fuzzy approach yields the lower number of hops and the longest connectivity in the network.

I. INTRODUCTION

A mobile ad-hoc network (MANET) consists of a numbers of mobile devices or nodes, connected via wireless links, which come together to form a group or a network as needed. MANET is basically a peer-to-peer, multi-hop wireless network in which information packets are transmitted in a store-and-forward manner from a source to an arbitrary destination, via intermediate nodes. Additionally, the mobile devices are rather limited with energy capacity. In mobile ad hoc networks, routing is further complicated to meet several requirements to construct and to maintain multi-hop routes in the presence of dynamic connectivity and inaccurate routing information. Several routing schemes for MANET to find a route from the source to the destination using different algorithms to meet different requirements have been proposed [1][2][3][4][5][6]. To find a path, one should consider the balance in routing requirements that are crucial to a particular application. For example, voice communication application is vulnerable to the delay and bandwidth. However, the selected path that meets the requirements should not consume a substantial amount of energy because the energy on mobile ad-hoc devices is rather limited. For example, the power aware routing algorithms have been proposed to find a path with the higher probability of having the longest lifetime to prevent the blackhole or the area where nodes are disconnected from the rest of the network.

Several proposed work has tried to optimize the stringent requirements such the minimum energy and shortest path on MANET in order to prolong the network lifetime. It is known that finding an optimized path with the multiple requirements

at the same time is an NP-completeness problem [7]. Therefore, we proposed using a heuristic method, Fuzzy Path Selection (FPS), using Fuzzy Logic to solve to the problem of finding a route with the minimum hop and the minimum energy consumption in order to minimize the routing failure.

The rest of this paper are as follow. The work related to this work is discussed in Section II. Our proposed scheme, FPS, is described in Section III. The simulation experiment and the results are shown in Section IV. We conclude our work in Section V.

II. RELATED WORK

The power aware routing scheme selects the path according to the remaining battery as the metric in the path cost calculation under the assumption that MANET stations have limited battery capacities and the routing protocols are not energy conservation. Examples of routing metrics of the power aware routing are MBCR [8] that uses the sum of the inverse of the battery capacities as the routing metric. The enhancement of the power routing scheme was demonstrated in MMBCR [8] that uses max-min function of inverse of the battery capacity.

Bandwidth efficiency and end-to-end delay are also the main concern of the developed schemes and the conducted simulation studies. Minimum-hop routing scheme tends to reduce the end-to-end delay and the amount of bandwidth used. A novel of finding a shortest path in MANET based on classical distributed Bellman-Ford routing mechanism namely as DSDV [9].

Aggregating of both the power aware routing scheme and minimum hops into a hybrid routing have benefits both reducing end-to-end delay and maintaining high capacity of battery on nodes. Directly modeling a hybrid routing scheme might be complex. However, using a heuristic procedure, the hybrid routing scheme can be accomplished. Fuzzy logic is an application of using heuristic procedures that have been successfully applied to many complex problems such as building a VLSI fuzzy expert system for real time traffic control as shown in [10] and selecting the shortest path with inaccurate routing information proposed in [11].

The objective of this paper intends to use fuzzy logic to aggregate the benefit of both power-aware routing and minimum hops routing namely as fuzzy path selection to find

a path that has minimum delay, uses low bandwidth, and prolongs the overall connectivity in a network.

III. FUZZY PATH SELECTION

Our proposed fuzzy path selection algorithm deploys Fuzzy Logic algorithm to select a path that meets routing requirements that the minimum number of hops and the maximum remaining battery of nodes under the conditions that nodes are moving and the information for routing is imperfect. Fuzzy logic defines imperfect parameters by using human experiences and preferences via membership functions and fuzzy rules as described in the next sections.

A. Membership Functions

We define two sets of membership functions in our work, and proposed the combination of the two functions for our path selection framework. First, the membership function for the number of hops $H(i)$ used in our work is similar to Fuzzy Shortest Path Length (FSPL) algorithm [12]. Second, the membership function for the Probability of Remaining Power (scale of 0 – 100%) representing the remaining of battery lifetime. Supposed that a smart packet takes the path $(n_1, n_2, \dots, n_d)$, the input of membership function of the probability of remaining power of each path can be represented as follows:

$$U(i) = \sum_{i=1}^d \left(\frac{1}{P_r(n_i)} \right) = \sum_{i=1}^d \left(\frac{B_i}{B_m} \right) \quad (1)$$

where $P_r(n_i)$ is the probability of remaining battery of the node n_i which the ratio of B_i , the remaining battery life time of node n_i to B_m , the lifetime of a fully charged battery.

B. The Fuzzy Rule Matrix

Each of two inputs parameters for the algorithm, $H(i)$, the number of hops, and $U(i)$, the probability of remaining battery, are described using three linguistic variables: “Low”, “Medium”, and “High”. Consequently, the antecedents of fuzzy IF-THEN rules can be represented by 3x3 matrix as shown in Fig. 1, with the columns representing “Low”, “Medium”, and “High” number of hops and the rows representing “Low”, “Medium”, “High” probability of remaining battery. Each linguistic variable in the rule set of [low, medium, high] can be represented as a fuzzy set that is uniquely defined by the membership functions.

The fuzzy rules use the input values as weighting factors to determine their influence on the fuzzy consequent. The outputs can be by using the IF-THEN rules as follow:

- R₁:** IF $H(i) = \text{Low}$ and $U(i) = \text{Low}$ THEN cost is Very Low
- R₂:** IF $H(i) = \text{Medium}$ and $U(i) = \text{Low}$ THEN cost is Low
- R₃:** IF $H(i) = \text{High}$ and $U(i) = \text{Low}$ THEN cost is Medium
- R₄:** IF $H(i) = \text{Low}$ and $U(i) = \text{Medium}$ THEN cost is Low
- R₅:** IF $H(i) = \text{Medium}$ and $U(i) = \text{Medium}$ THEN cost is Medium
- R₆:** IF $H(i) = \text{High}$ and $U(i) = \text{Medium}$ THEN cost is High
- R₇:** IF $H(i) = \text{Low}$ and $U(i) = \text{High}$ THEN cost is Medium
- R₈:** IF $H(i) = \text{Medium}$ and $U(i) = \text{High}$ THEN cost is High
- R₉:** IF $H(i) = \text{High}$ and $U(i) = \text{High}$ THEN cost is Very High.

		Number of Hops		
		Low	Medium	High
Probability of Remaining Power	Low	Very Low	Low	Medium
	Medium	Low	Medium	High
	High	Medium	High	Very High

Fig. 1. The fuzzy rule matrix.

C. Routing Path Cost

The final desired output $Cost(i)$ for each variable is generally a single number. However, the aggregate of a fuzzy set encompasses a range of output values, and thus it must be defuzzified in order to resolve a single output value from the set. The most popular defuzzification method is the Centroid calculation, which returns the center of area under the curve. By using Centroid method of defuzzification, we can calculate the outputs, $Cost(i)$, as follows:

$$Cost(i) = \frac{1}{\sum_{x=1}^n \mu_x(y)} \sum_{x=1}^n y \mu_x(y) \quad (2)$$

where y is the center point of each of the membership function in the output and $\mu_x(y)$ is the strength of the membership function. The selection path computes by sorting $Cost(i)$ in an increasing order such that: $Cost(P(1)) \leq Cost(P(2)) \leq \dots \leq Cost(P(L))$. The lower the cost, the better the route from the source to the destination.

D. Fuzzy Path Selection Models

We propose two different models of membership functions for the number of hops, $H(i)$, and the probability of remaining power, $U(i)$. The two models are different in the shape of the membership functions.

Model I: Triangular Function

The linguistic input functions of $U(i)$ are represented by three triangular functions for low, medium, and high as $LU(i)$, $MU(i)$, and $HU(i)$, respectively, where $U(i) \in [0,1]$ and degree of $U(i) \in [0,1]$.

$$LU(i) = \begin{cases} \frac{(0.5 - U(i))}{0.5} & , \quad 0 \leq U(i) < 0.5 \\ 0 & , \quad U(i) > 0.5 \end{cases} \quad (3)$$

$$MU(i) = \begin{cases} \frac{U(i)}{0.5} & , \quad 0 \leq U(i) < 0.5 \\ \frac{1 - U(i)}{0.5} & , \quad 0.5 < U(i) \leq 1 \end{cases} \quad (4)$$

$$HU(i) = \begin{cases} 0 & , \quad U(i) < 0.5 \\ \frac{U(i)-1}{0.5} & , \quad 0.5 < U(i) \leq 1 \end{cases} \quad (5)$$

Additionally, the linguistic input functions of $H(i)$ are represented also in three triangular functions for low, medium and high as $LH(i)$, $MH(i)$, and $HH(i)$, respectively, where $H(i) \in [0,17]$ where degree of $H(i) \in [0,1]$

$$LH(i) = \begin{cases} 1 & , \quad H(i) \in [0,1] \\ \frac{9.5-H(i)}{8.5} & , \quad 1 \leq H(i) < 9.5 \\ 0 & , \quad 9.5 \leq H(i) \leq 17 \end{cases} \quad (6)$$

$$MH(i) = \begin{cases} 0 & , \quad 0 \leq H(i) < 1 \\ \frac{H(i)-1}{9.5} & , \quad 1 \leq H(i) < 9.5 \\ \frac{17-H(i)}{7.5} & , \quad 9.5 \leq H(i) \leq 17 \end{cases} \quad (7)$$

$$HH(i) = \begin{cases} 0 & , \quad 0 \leq H(i) < 9.5 \\ \frac{H(i)-17}{7.5} & , \quad 9.5 \leq H(i) \leq 17 \end{cases} \quad (8)$$

$Cost(i)$ is represented by triangular membership function where $Cost(i) \in [0,1]$ and degree of $Cost(i) \in [0,1]$.

$$VLCost(i) = \begin{cases} \frac{0.25 - Cost(i)}{0.25} & , \quad 0 \leq Cost(i) < 0.25 \\ 0 & , \quad 0.25 \leq Cost(i) \leq 1 \end{cases} \quad (9)$$

$$LCost(i) = \begin{cases} \frac{Cost(i)}{0.25} & , \quad 0 \leq Cost(i) < 0.25 \\ \frac{0.5 - Cost(i)}{0.25} & , \quad 0.25 \leq Cost(i) < 0.5 \\ 0 & , \quad 0.5 \leq Cost(i) \leq 1 \end{cases} \quad (10)$$

$$MCost(i) = \begin{cases} 0 & , \quad 0 \leq Cost(i) < 0.25 \\ \frac{Cost(i) - 0.25}{0.75 - Cost(i)} & , \quad 0.25 \leq Cost(i) < 0.5 \\ \frac{0.25}{0.75 - Cost(i)} & , \quad 0.5 \leq Cost(i) < 0.75 \\ 0 & , \quad 0.75 \leq Cost(i) \leq 1 \end{cases} \quad (11)$$

$$HCost(i) = \begin{cases} 0 & , \quad 0 \leq Cost(i) < 0.5 \\ \frac{Cost(i) - 0.5}{0.25} & , \quad 0.5 \leq Cost(i) < 0.75 \\ \frac{1 - Cost(i)}{0.25} & , \quad 0.75 \leq Cost(i) \leq 1 \end{cases} \quad (12)$$

$$VHCost(i) = \begin{cases} 0 & , \quad 0 \leq Cost(i) < 0.75 \\ \frac{Cost(i) - 0.75}{0.25} & , \quad 0.75 \leq Cost(i) \leq 1 \end{cases} \quad (13)$$

Model II: Irregular Triangular Function

In Model II, the linguistic variable input of $U(i)$ and the output of $Cost(i)$ are the same as Model I, but $H(i)$ is represented by the irregular triangular membership function where $H(i) \in [0,17]$ and the degree of $H(i) \in [0,1]$. The following functions show the membership functions of $H(i)$.

$$LH(i) = \begin{cases} \frac{H(i)}{3} & , \quad 0 \leq H(i) < 3 \\ \frac{6-H(i)}{3} & , \quad 3 \leq H(i) < 6 \\ 0 & , \quad 6 \leq H(i) \leq 17 \end{cases} \quad (14)$$

$$MH(i) = \begin{cases} \frac{Cost(i)}{5} & , \quad 0 \leq H(i) < 1 \\ \frac{17-H(i)}{7.5} & , \quad 5 \leq H(i) \leq 17 \end{cases} \quad (15)$$

$$VH(i) = \begin{cases} \frac{H(i)}{14} & , \quad 0 \leq H(i) < 14 \\ \frac{17-H(i)}{3} & , \quad 14 \leq H(i) \leq 17 \end{cases} \quad (16)$$

E. Numerical Results

Model I is regular membership function of hop $H(i)$ and Model II is irregular membership function of hop $H(i)$ Irregular membership function. Numerical results of Model I and Model II for the defined fuzzy rules can be evaluated and plotted as the surface graph within MATLAB as shown in Fig. 2. The $P_r(i)$, $H(i)$ and $Cost(i)$ are represented on x-axis, y-axis and z-axis, respectively. Under the same criterion of $H(i)$ and $U(i)$ with different models, It is shown that the precision of $Cost(i)$ of Model I has accurately $Cost(i)$ than model II. The surface viewer for the fuzzy value is shown in fig 2(a) and 2(b).

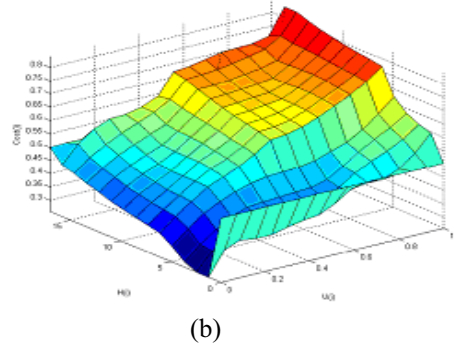
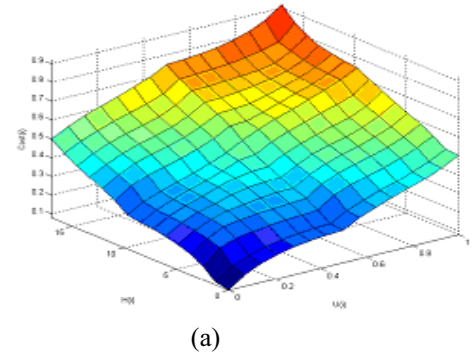


Fig. 2. Surface viewer for the fuzzy path selection (a) Model I (b) Model II.

IV. RESULTS

In this section, the simulation results are shown as the performance of MANET in term of the number of hops and the path stability in form of the number of disconnected nodes due to the power outage. We compare result of our proposed fuzzy path selection schemes with other path selection schemes, minimum hop count and nearest neighbor. For minimum hop protocol, this scheme considers only the path that consumes the least hop compare to other paths. In case nearest neighbor the path was considered only the maximum RSSI to make sure that the path will not break when a node in the path moves. But both minimum hop and nearest neighbor were not consider the remaining battery that might cause the link break

A. Simulation Environments

The simulation of Fuzzy Path Selection was implemented for analyzing within the ns2 simulator. In the simulation, a network of mobile nodes place randomly within a 100×100 meters. Radio propagation range for each node was 20 meters. The remaining batteries of nodes are randomly determined. The mobility model used random waypoint with 0 m/s for observing the battery use of the link with different scheme, and 3 m/s to observe the battery use and the connection between the node will not break when the node move or the battery of a node was used up. Table I indicates the simulation environment for analyzing performance.

TABLE I
Summary of Simulation Experiments

Parameter	Value
Network Grid	100×100 meters
Velocity	0 and 3 meter/second
Number of nodes	30
Positions of mobile nodes	Random position in the x-y plane
Transmission Range	20 meters
Mobility Model	Random Waypoint

B. Simulation Results

In our simulation, we vary the node mobility speed to be 0 m/s and 3 m/s for each path selection scheme. The speed of 0 m/s is used for running as a baseline for finding the energy capacity of all paths compared to other path selection schemes. In Fig. 3, the result of using our fuzzy path selection schemes has less number of disconnection nodes than others. It means that our proposed schemes select the path with higher energy capacity than any other scheme to extend all node lifetime. The numbers of hops using our schemes are similar to the minimum hop scheme as shown in Fig. 4. With the assumption that nodes move at an average speed of 3 m/s, the results are shown in Fig. 5 and Fig. 6. The number of disconnected nodes and the number of hops for our models are lower than other schemes because our scheme selects the path that has high energy capacity and also select the nodes in which the distance between two nodes is minimum.

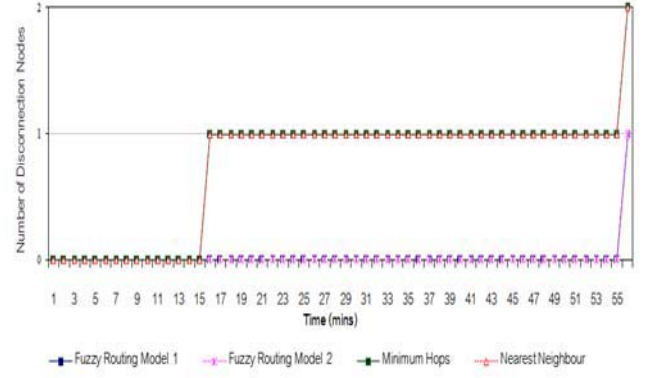


Fig. 3. The number of disconnected nodes at mobility 0 m/s

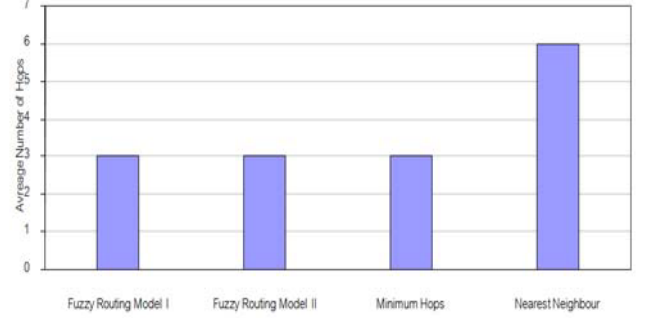


Fig. 4. The average number of hops at mobility 0 m/s

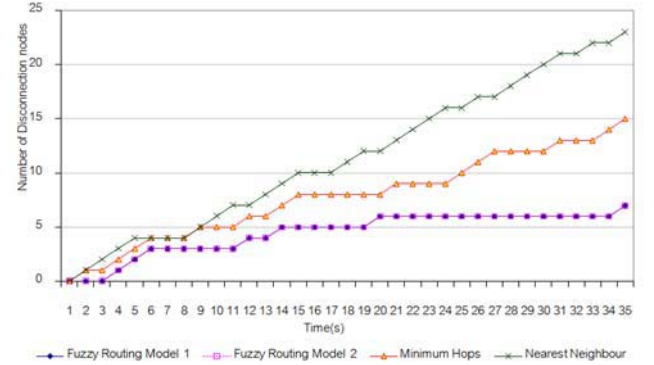


Fig. 5. Number of disconnection nodes at mobility 3 m/s

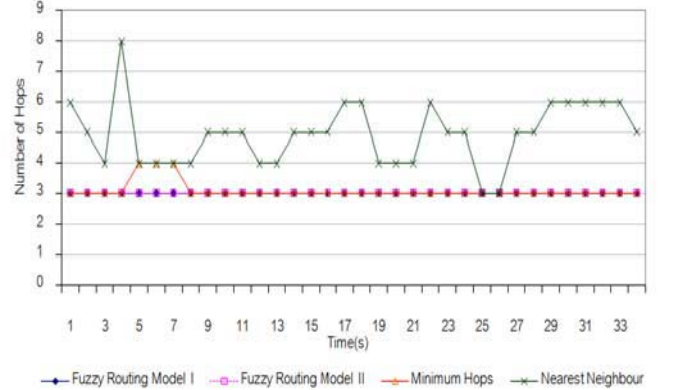


Fig. 6: Number of Hops at mobility 3 m/s

V. CONCLUSION

Fuzzy Path Selection schemes for routing have been proposed to aggregate the benefits of both the minimum hop scheme and the maximum survivability for the wireless ad-hoc networks which energy capacity is limited. The proposed schemes establish a successful connection within networks with inaccurate routing information assuming that a list of candidate paths already exists. By varying the network parameters, which are the speed of node movement, has done in the simulation results. Fuzzy path selection can select the path that is shortest and has long life time compared to Minimum Hop and Nearest Neighbor schemes.

VI. REFERENCES

- [1] C.E. Perkins and E.M. Royer, "Ad-hoc On-Demand Distance Vector Routing", *Proceedings of 2nd IEEE Workshop on Mobile Computing Systems and Applications*, 1999.
- [2] L. E. Miller, "Probability of a Two-Hop Connection in a Random Mobile Network", *Conference on Information Sciences and Systems*, Mar 2001.
- [3] C. E. Perkins, E. M. Royer, S. Das, and M. Marina, "Performance Comparison of Two On-demand Routing Protocols for Ad hoc Networks", *IEEE Personal Communications*, Feb 2001.
- [4] T. Camp, J. Boleng and V. Davies, "A Survey of Mobility for Ad Hoc Network Research", *Wireless Communication and Mobile Computing (WCMC): Special Issue on Mobile Ad Hoc Networking 2002*, Vol. 2, No 5, pp.1- 27.
- [5] Y. Ko and N. H. Vaidya, "Location-Aided Routing (LAR) in Mobil Ad Hoc Networks", *MOBICOM'98*, October 1998, Dallas.
- [6] G. Javier, C. T. Andrew, N. Mahmoud and B. Chatschik, "Power-Aware Routing in Wireless Packet Networks", *IEEE Proceeding*, 1999.
- [7] Z. Wang and J. Crowcroft, "Quality of Service Routing for Supporting Multi-media Applications", *IEEE Journal of Selected Areas of Communications*, Vol. 14, pp. 1228-1234, 1996.
- [8] S. Singh, M. Woo and C.S. Raghavendra, "Power-Aware Routing in Mobile Ad Hoc Networks", *Proceedings of ACM/IEEE MOBICOM'98*, pp. 181-190.
- [9] T. Chuang, J. Kung, "The fuzzy shortest path length and the corresponding shortest path in a network", *Computer and Operation Research* 2005, pp. 1409 – 1428.
- [10] G. Ascia, V. Catania, Ficili, G., Palazzo, S. and Panno D., (1997), "A VLSI Fuzzy for Traffic Control", *Proceeding in IEEE Transaction Fuzzy System* Vol. 5, No 1, pp.20-31.
- [11] E. Korach and R. Ohayon, "Path Selection in Networks with Non - Deterministic Information ", *Proceeding of the IEEE ICC Conference 2002*, pp.2227-2231, New York, USA.
- [12] Erol, G. and Ricardo, L., (2003), "A Power-Aware Routing Algorithm", *Proceeding of the IEEE ICC Conference 2003*, pp.502-507, New York, USA.

The Three-Lead Wireless ECG in Sensor Networks for Mobile Patients

Visarut Nopparat and Phongsak Keeratiwintakorn

Department of Electrical Engineering
King Mongkut's University of Technology North Bangkok (KMUTNB)
Bangkok, Thailand.
getto_8@hotmail.com and phongsakk@kmutnb.ac.th

Abstract—Telemedicine is a future trend of medical care due to the increasing cost of treatment and the aging of population around the World. Several telecommunication technologies are proposed for transferring medical data between a point of care and a hospital. However, it does not provide full mobility where a patient still needs to be attached with wired monitoring devices. In this paper, we proposed a wireless three-lead electrocardiogram (ECG) device using a mote-based Wireless Sensor Network (WSN) to transfer heart signals from a patient to a personal computer for monitoring and storing. Our proposed device augments the mote-based Telos node and TinyOS. The experiment results show the similarity of the ECG signals between our three-lead wireless ECG device and a wired commercial ECG device.

Keywords—Telemedicine, Electrocardiogram (ECG), EKG, Wireless Sensor Network, TinyOS, Telos, Heart Monitoring

I. INTRODUCTION

Our propose work offers the use of IEEE 802.15.4 technology or Wireless Sensor Networks (WSNs) with multiple-hop communications to transfer biomedical data, the ECG signals, from multiple patients to a personal computer for monitoring and recording. Our work is designed with very low energy consumption in mind, and utilizes the TinyOS as an operating system for WSNs. Additionally, we use commodity hardware for our device; therefore, it has a very low cost with high accuracy. Other related work of using wireless networks and telemedicine are shown in [1], [2], [3], [4], and [5].

II. HEART WAVE AMPLIFIER

Our wireless ECG node is consisting of the heart signal amplifier attached to the Telos B, and a computer to form a WSN as shown in Fig. 1. Our proposed amplifier for heart signals for Electrocardiograph is shown in Fig. 2. The experiment result of using our Wireless ECG with a patient is shown in Fig. 3.

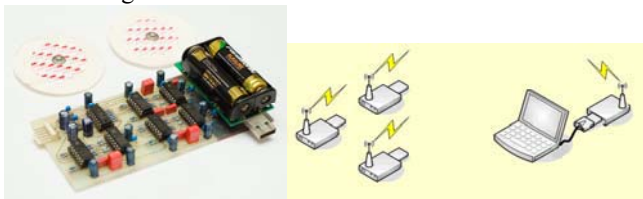


Fig. 1. The heart signal amplifier and the test scenario

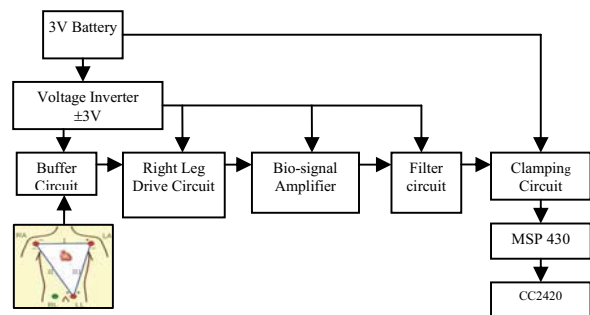


Fig. 2. The block diagram of our proposed Wireless ECG

A. Experiment Results



Fig. 3. The sample of simultaneously readings from one patient with our three-lead ECG device on a computer screen. From the top are the signals from Lead III, Lead II and Lead I.

REFERENCES

- [1] Y. Chu and A. Ganz, "A Mobile Teletrauma System using 3G Networks," *IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.*, vol. 8, no. 4, Dec. 2004, pp. 456–62.
- [2] J. R. Gallego et al., "Performance Analysis of Multiplexed Medical Data Transmission for Mobile Emergency Care over the UMTS Channel," *IEEE Trans. Info. Tech. Biomed.*, vol. 9, no. 1, Mar. 2005, pp. 13–22.
- [3] K. Lorincz et al., "Sensor Networks for Emergency Response: Challenges and Opportunities," in *IEEE Pervasive Computing, Special Issue on Pervasive Computing for First Response*, Oct-Dec 2004.
- [4] T. Massey, T. Gao, M. Welsh, and J. Sharp, "Design of a Decentralized Electronic Triage System," in *Proceedings of the American Medical Informatics Association Annual Conference (AMIA 2006)*, Washington, DC, November 2006.
- [5] Y. H. Lin et al., "A Wireless PDA-Based Physiological Monitoring System for Patient Transport," *IEEE Trans. Info. Tech. Biomed.*, vol. 8, no. 4, Dec. 2004, pp. 439–47.

The Three-Lead Wireless ECG in Sensor Networks for Mobile Patients

Visarut Nopparat and Phongsak Keeratiwintakorn

Department of Electrical Engineering, King Mongkut's University of Technology North Bangkok,
1518 Pibulsongkram Rd, Bangsue, Bangkok, THAILAND, 10800
getto_8@hotmail.com and phongsakk@kmutnb.ac.th

Abstract— Telemedicine is a future trend of medical care due to the increasing cost of treatment and the aging of population around the World. Several telecommunication technologies are proposed for transferring medical data between a point of care and a hospital; however, full mobility of patients needed to be attached with wired monitoring devices is not provided. In this paper, we proposed a wireless three-lead electrocardiogram (ECG) device using a mote-based Wireless Sensor Network (WSN) to transfer heart signals from a patient to a personal computer for monitoring and storing. Our device is designed using low-cost, low-power components, and provides full mobility to patients by eliminating noise from patient's movement.

Index Terms— Telemedicine, Electrocardiogram (ECG), EKG, Wireless Sensor Network, TinyOS, Telos, Heart Monitoring

I. INTRODUCTION

WIRELESS technologies today are advanced, widely used, and more accepted as a reliable communication. With the advantage of using no wire, the adoption of wireless communications grows rapidly not only in commercial buildings, but also in medical care units. Due to the increasing cost of medical care and the aging of the Japanese and European population [1], several efforts have proposed ways to reduce the cost; for example, E-health services or Telemedicine where personal medical information (PMI) is digitized and stored in a database residing in a hospital intranet that can be remotely connected by physicians or medical experts. The PMI can be retrieved directly from patients using special sensing devices such as electrocardiogram (ECG) devices and forwarded to the hospital intranet via several telecommunication technologies such as Personal Area Network (PAN), Broadband Wireless Access (BWA), the Internet or World Wide Web, Cellular networks, and satellite communications.

Traditionally, to transmit PMI between a hospital and a point of care, a telemedicine system utilizes wired communications such as telephone ISDN, ADSL or cable modem. The system, therefore, is limited to a fixed point and cannot provide services to patients with mobility such as those in emergency incidents or those who are treated outside

hospitals. Therefore, mobile telemedicine services have increasingly drawn attentions for several medical applications such as telecardiology or telepathology to combine those with wireless technologies such as personal area networks.

Personal Area Networks (PANs) are defined as wireless networks whose coverage is around a human body or less than 10-50 meters. The PAN was originally proposed for soldiers in battlefields to monitor vital life signals by connecting body sensors wirelessly. It is also used in wearable computers where all peripheral devices are wirelessly connected. Several research groups have proposed to use PANs for e-health and telemedicine. PANs are used to reduce the medical care cost to monitor and to record vital bio-signals that the monitoring and recording can be done at home or outside hospitals.

The requirements for PANs are a low-cost and low-power device that can transmit around few hundreds kilobytes per second. In addition, for telemedicine the accuracy of the monitoring and recording should be sufficient for medical doctors or nurses to diagnose a problem. The interference is also a concern when using in hospital environments where other medical devices should not be interfered by PAN deployment. Due to the increased need for telemedicine, it is also required that the PAN interoperates with hospital networks using other wireless technologies such as Wireless Local Area Network, e.g. IEEE 802.11 (or Wi-Fi), Cellular Networks, e.g., GPRS, EDGE, UMTS, and BWA Networks, e.g., IEEE 802.16 (or Wi-Max).

Our propose work offers the use of IEEE 802.15.4 [2] technology or Wireless Sensor Networks (WSNs) with multiple-hop communications as a PAN to transfer biomedical data, the ECG signals, from multiple patients to a personal computer for monitoring and recording. Our work is designed with very low energy consumption in mind, and utilizes the TinyOS as an operating system for WSNs. In addition, we use commodity hardware for our device; therefore, our device has a very low cost with high accuracy.

The rest of this paper are as follow. In Section II, we describe related work of telemedicine using other wireless technologies. In Section III, we describe the requirements of ECG devices and our proposed work for ECG signal amplifier. In Section IV, we describe our Wireless ECG

Sensor Network for patient monitoring, and we show our experiment results in Section V. We conclude our work and our future work in Section VI.

II. RELATED WORK

In [3], a prototype of mobile teletrauma system is proposed to use 3G cellular networks. Traumatic patients are attached with Wireless ECG devices. ECG data are then transferred to a tablet PC for storing and forwarding to a hospital using 3G cellular networks. In [4], the medical data are multiplexed over the UMTS channels for higher and more reliable data transfer between an ambulance and a hospital.

In [5], a mobile health care system is proposed to connect a wireless PAN to a health care service provider using GPRS or UMTS technology. The system utilizes Bluetooth or IEEE 802.15.4 devices to form the wireless PAN. Similar work, CodeBlue [6], aims to provide a uniform telemedicine services for emergency response using WSNs. CodeBlue project proposes a common protocol and a software framework to integrate sensing devices such as a pulse oximeter and a two-lead ECG with a handheld computer and a location-tracking tag to provide first response services.

In corporate with CodeBlue, AID-N project [7] is proposed to provide emergency response services using a decentralized electronic triage system. Electronic triage sensors are deployed to monitor vital signs of patients and raise an alarm when a patient needs immediate medical attention. The AID-N project deploys IEEE 802.15.4 wireless technology for the electronic triage tags that form a WSN in an ad hoc manner.

In [8], a portable device for wireless patient monitoring using Wi-Fi technology is proposed. The sensing devices including a three-lead ECG device, a oxygen saturation meter and a heart rate monitor are connected to a Personal Digital Assistant (PDA) for data transferring from PDA to a computer system via Wi-Fi technology.

Reference [9] proposes a backbone system for telemedicine using Wi-Max-based broadband access networks to provide quality of services and also the mobility of the telemedicine units such as ambulances.

Several wireless technologies are available for PANs. Bluetooth or IEEE 802.15.1 standard is commonly used for commercial application for cable replacement, and it is widely available in most cellular phones. In [10], Bluetooth is used as a medium to transmit biomedical data from a patient to a cellular phone to forward the data to a hospital intranet. The method utilizes the existing and widely used technologies to realize the real application. However, this method requires paid cellular services and an expensive cellular phone for data transfer. Furthermore, the services can be interrupted by phone services. Additionally, Bluetooth devices are not designed for very low power consumption. The IEEE 802.15.4 or WSN is designed for very low-power consumption and very low-cost. In several situations that need a very long battery life, WSN is commonly used as a PAN to support mesh networking.

III. HEART WAVE AMPLIFIER

A. Characteristics of Biosignal Amplifier

With each heartbeat, an electrical impulse or wave travels through the heart. This wave causes the heart muscles to squeeze and pump the blood to from the heart. In general, the magnitude of the wave is about 1 mV, and the frequency response is ranged from 0.05 – 100 Hz. In order to see the full wave, we need an amplifier only in that frequency range. The characteristics of our proposed bio-signal amplifier are as follow.

High Input Impedance. The wave is obtained from an electrode that is attached on skin. The attachment between the electrode and the skin has high impedance; thus, the input impedance of the amplifier needs to be higher to decrease the signal loss from the attachment.

High Common Mode Rejection Ratio (CMRR). Due to the marginal amplitude of the heart wave, it is vulnerable to any kind of noise signals. Therefore, we use the amplifier with high CMRR that a gain in differential mode is high to amplify the heart signal and that in common mode is low to reject noise signals.

Highly Sensitive Low-frequency Response. The heart wave has a very low frequency (0.05 Hz) near DC signals; thus, it is sensitive to DC offset that comes from the body movement or the change of the impedance around the electrode attachment area. Without any correction, the DC offset is, therefore, amplified with the heart signal. With the high CMRR, the DC offset can be amplified up to 500 or 1000 times. A typical DC offset of 300 mV (AAMI standard) could saturate the amplifier such that there is no gain for heart signals. Our proposed amplifier utilizes the negative DC feedback circuit to the input to eliminate the DC offset from the body movement. Therefore, our proposed amplifier can be used with a patient with mobility such as walking or doing regular activities.

B. The Proposed Amplifier

Our proposed amplifier for heart signals for Electrocardiograph is shown in Fig. 1. The buffer circuit receives electrical signals of heart beats and breathing from electrodes or leads attached to a body. The measurement of signals is performed using the bipolar limb lead that needs four leads at the four positions, right arm (RA), left arm (LA), left leg (LL) and right leg (RL) as shown in Fig. 2. The right leg drive circuit is used to reduce noise. The bio-signal amplifier includes the amplifying circuit for gaining heart signals and the negative feedback circuit for eliminating the DC offset from body movement. The filter circuit is a low-pass filter to cut off the frequency at 100 Hz. Therefore, it is limited to the heart diagnosis with heart signal less than 100 Hz. At this point, the heart signal is clear and included both positive and negative levels. To input the signal into an analog-to-digital channel of MSP430, whose range is from 0 – 3V, we use a clamping circuit to convert the signal into only positive level between 0 – 3 V. The circuit also includes the

high-pass filter with the frequency response at 0.05 Hz.

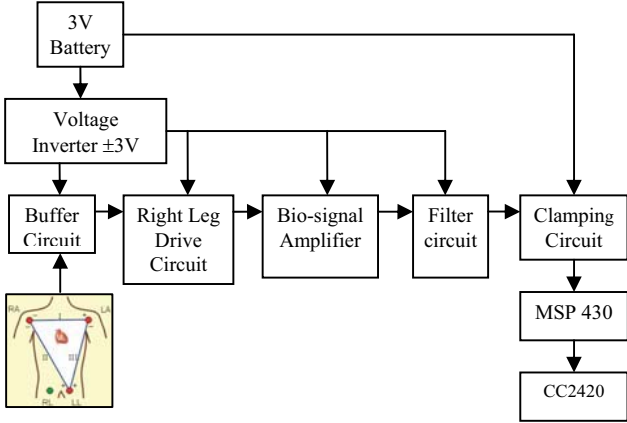


Fig. 1. The block diagram of our proposed Wireless ECG

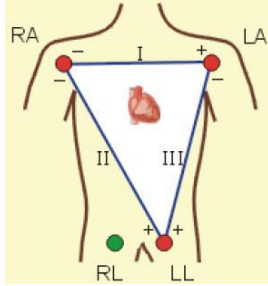


Fig. 2. The position of leads for the bipolar limb lead measurement

C. Wireless ECG Node

Our wireless ECG node is consisting of the heart signal amplifier attached to the Telos B mote from UC Berkley [11]. The mote includes an MSP430 microprocessor and a CC2420 RF chip. The MSP430 is a 16-bit RISC, mixed-signal, and very low-power processor with a sleep current of less than 1 μ A [12]. The CC2420 is a low-power 2.4 GHz RF chip with Tx/Rx current of less than 20 mA [13]. The CC2420 chip is also compliant to IEEE 802.15.4 standard for low-rate low-power PANs. Fig. 3 shows our amplifier board with Telos B mote.

IV. WIRELESS ECG SENSOR NETWORK

A typical wireless sensor network is composed of nodes and a gateway as shown in Fig. 4. The nodes are mobile nodes that are loosely connected together, and they are equipped with sensors, the three-lead ECG sensors, in our work. Each node is attached to each patient to take samples of heart waves. The samples are then broadcast and forwarded to other nodes in order to reach the gateway. The gateway is commonly attached to a more powerful node such as a personal computer or PDA. The samples are then forwarded to PC for data collection, monitoring, and display. The WSN can be set up in hospital environments where the gateway is in a nursing room for monitoring or alarming. A patient is

attached with a mobile node with ECG sensors. For a large hospital area, forwarder nodes, nodes without sensors, are installed along the way to create transmission coverage throughout the hospital.

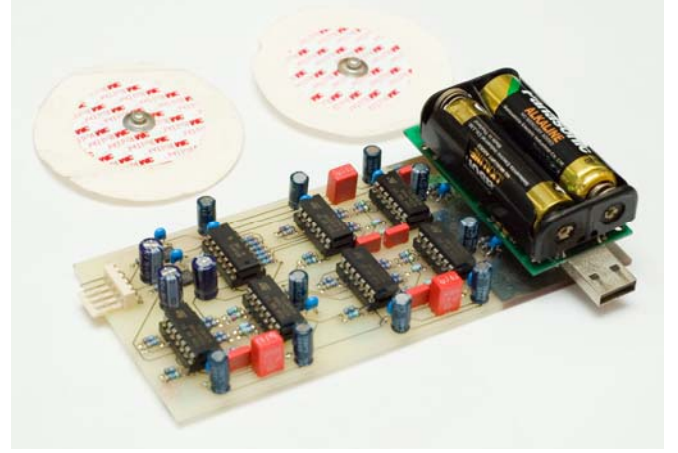


Fig. 3. The signal leads, the bio-signal amplifier board, and Telos B mote

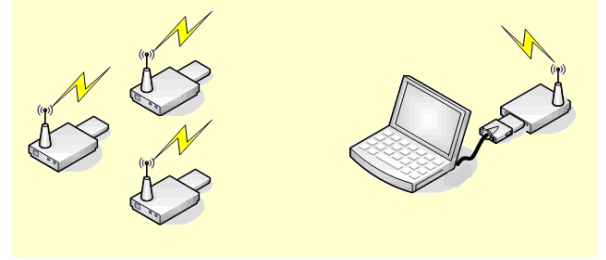


Fig. 4. A Typical Wireless Sensor Network

V. EXPERIMENT RESULTS

We set up our experiment using our three-lead Wireless ECG with a patient. The results are compared with a 12-lead commercial electrocardiography. In Fig. 5, the heart signals from (a) Lead I, (b) Lead II, and (c) Lead III of the commercial ECG are shown. Fig. 6 shows the signals from the same patient using our mote-based wireless ECG. From the top are the signals from Lead III, Lead II, and Lead I, respectively. The results show similarity between the signals from the 12-lead commercial ECG and those from our three-lead wireless ECG. Our wireless ECG can be attached to a patient with mobility with very little noise or distortion. Therefore, it is more suitable for telemedicine for patient with mobility.

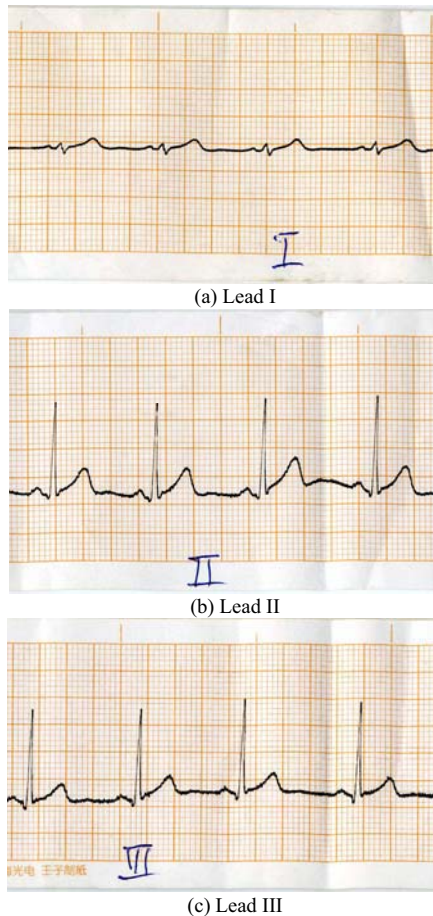


Fig. 5. ECG Signals from a commercial 12-lead Electrocardiography.



Fig. 6. The sample of simultaneously readings from one patient with our 3-lead ECG device on a computer screen. From the top are the signals from Lead III, Lead II and Lead I.

VI. CONCLUSION AND FUTURE WORK

This paper presents a wireless ECG device for telemedicine using Wireless Sensor Networks. The networks include a

node-based node called Telos running an operating system, TinyOS. The wireless ECG device including a heart wave signal amplifier is designed using low-cost, low-power components. The device can measure up to three leads when attaching to a patient. The mobility of the patient is allowable since the sensor circuit is designed to eliminate noise from the patient mobility. The results of experiments show the similarity of ECG data obtained between our wireless ECG device and the wired 12-lead commercial ECG device. In our future work, we plan to incorporate the wireless ECG devices into a full monitoring system for a hospital environment where several patients are monitored at the same time using multiple-hop WSN.

REFERENCES

- [1] [ITU-D] ITU SG-2 Q14/2 Document 2/189-E, "The future of telemedicine implementation" by Japan, August 23, 2000. Available at http://www.itu.int/ITU-D/study_groups/SGP_1998-2002/SG2/Documents/2000/189E.doc [last accessed on Dec. 10, 2007]
- [2] IEEE Standard for Information technology—Telecommunications and information exchange between systems—Local and metropolitan area networks— Specific requirements, Part 15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs), IEEE Standard 802.15.4, 2006.
- [3] Y. Chu and A. Ganz, "A Mobile Teletrauma System using 3G Networks," IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed., vol. 8, no. 4, Dec. 2004, pp. 456–62.
- [4] J. R. Gallego et al., "Performance Analysis of Multiplexed Medical Data Transmission for Mobile Emergency Care over the UMTS Channel," IEEE Trans. Info. Tech. Biomed., vol. 9, no. 1, Mar. 2005, pp. 13–22.
- [5] D. Konstantas, V. Jones, and R. Herzog, "MobiHealth —Innovative 2.5/3G Mobile Services and Applications for Health Care," Proc. IST Mobile and Wireless Telecommun. Summit '02, Thessaloniki, Greece, 17–19 June, 2002.
- [6] K. Lorincz, D. Malan, T. R. F. Fulford-Jones, A. Nawoj, A. Clavel, V. Shnayder, G. Mainland, S. Moulton, and M. Welsh, "Sensor Networks for Emergency Response: Challenges and Opportunities," In IEEE Pervasive Computing, Special Issue on Pervasive Computing for First Response, Oct-Dec 2004.
- [7] T. Massey, T. Gao, M. Welsh, and J. Sharp, "Design of a Decentralized Electronic Triage System," in Proceedings of the American Medical Informatics Association Annual Conference (AMIA 2006), Washington, DC, November 2006.
- [8] Y. H. Lin et al., "A Wireless PDA-Based Physiological Monitoring System for Patient Transport," IEEE Trans. Info. Tech. Biomed., vol. 8, no. 4, Dec. 2004, pp. 439–47.
- [9] D. Niyato, E. Hossain, J. Diamond, IEEE 802.16/WiMAX-based broadband wireless access and its application for telemedicine/e-health services, *IEEE Wireless Communications*, Vol. 14, No. 1, pp. 72–83, Feb. 2007.
- [10] C. H. Salvador, M. P. Carrasco, M. A. G. de Mingo, A. M. Carrero, J. M. Montes, L. S. Martin, Caverio, I. F. Lozano, J. L. Monteagudo, "Bluetooth Telemedicine Processor for Multichannel Biomedical Signal Transmission Via Mobile Cellular Networks", IEEE Trans. On Information Technology in Biomedicine., vol. 9, n.1, March 2005.
- [11] J. Polastre, R. Szewczyk, D. Culler, "Telos: Enabling Ultra-Low Power Wireless Research," in proceedings of The Fourth International Conference on Information Processing in Sensor Networks: Special track on Platform Tools and Design Methods for Network Embedded Sensors, IPSN 2005: 364–369, April 25–27, 2005.
- [12] *MSP430x1xx Family User's Manual*, Doc. No. slau049f, Texas Instruments, Inc., Dallas, TX, 2006.
- [13] *The 2.4 GHz IEEE 802.15.4 / ZigBee-ready RF Transceiver User's Manual*, Doc. No. SWRS041B, Texas Instruments, Inc., Dallas, TX, 2006.

ภาคผนวก ค

รายงานการจบการศึกษาและวิทยานิพนธ์ของนักศึกษาปริญญาโท จำนวน 7 คน



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4710182512
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นางสาวกลอยใจ ทางกรณ์
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : MissKloijai Kangkorn
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า แผน ก (2)
 วุฒิที่ได้รับ : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ คณะ : คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สาขา/แขนงวิชา : แขนงวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร รอบเช้า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 2/2547
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 1/2551 วันที่จบการศึกษา : 17/10/2551

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : การวัดปริมาณก๊าซคาร์บอนมอนอกไซด์บนท้องถนนโดยใช้เครือข่ายตรวจวัดแบบไร้สาย
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : On-road Carbon Monoxide Monitoring Using Wireless Sensor Network
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0102000152

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีวินทกร</u>

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408,2411-2412,2416,2418-2422
 Email : graduate@kmitnb.ac.th



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4710182108
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นายยุทธพงษ์ พันระไชย
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : Mr.Yuthapong Panthachai
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า แผน ก (2)
 วุฒิที่ได้รับ : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ คณะ : คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สาขา/แขนงวิชา : เชนงวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร รอบเช้า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 1/2547
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 3/2549 วันที่จบการศึกษา : 14/05/2550

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : แบบจำลองการใช้พลังงานสำหรับการรับส่งในเครือข่ายตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : An Energy Model for Transmission in Wireless Sensor Networks
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0102000083

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผ้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีวินทกร</u>
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	10802	<u>ผ้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.เพ็ญพณ อู่ทองทรัพย์</u>

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408, 2411-2412, 2416, 2418-2422
 Email : graduate@kmutnb.ac.th



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4640580181
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นางสาวลลิตา นัประสานไทย
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : MissLalita Numprasanthai
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : หลักสูตรวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิทยาการคอมพิวเตอร์ แผนก (2)
 วิชาที่ได้รับ : วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วิทยาศาสตรคอมพิวเตอร์)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ
 คณะ : คณะวิทยาศาสตร์ประยุกต์
 สาขา/แขนงวิชา : วิทยาการคอมพิวเตอร์ รอบค่า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 1/2546
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 3/2549
 วันที่จบการศึกษา : 21/05/2550

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : การปรับปรุงขั้นตอนวิธีการค้นหาเส้นทางเชิงภูมิศาสตร์เพื่อลดการใช้พลังงานในการส่งข้อมูลบนเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : Improving Geographic Routing Algorithm for Reducing Energy Consumption for Wireless Sensor Network
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0407000003

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีรัตน์ทกร</u>
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	10659	<u>อาจารย์ปรีชาพร เลี้ยงสุทธิสนธิ์</u>

บทความที่ได้มีการนำเสนอหรือเผยแพร่

ชื่อผลงานและแหล่งพิมพ์เผยแพร่	ที่ประชุมทางวิชาการ		วารสารทางวิชาการ		หมายเหตุ
	ในประเทศ	นานาชาติ	ในประเทศ	นานาชาติ	
On the Study of the Location Error Effect on Geographical based Routing Algorithm	✓	✗	✗	✗	

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408, 2411-2412, 2416, 2418-2422
 Email : graduate@kmutnb.ac.th



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4910181074
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นายวิสูตร นพรัตน์
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : Mr.Visarut Nopparat
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า แผน ก (2)
 วุฒิที่ได้รับ : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ คณะ : คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สาขา/แขนงวิชา : เชนงวิชาวิศวกรรมควบคุมอัตโนมัติ รอบเช้า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 1/2549
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 2/2552 วันที่จบการศึกษา : 17/03/2553

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : ระบบวัดคลื่นหัวใจแบบพกพาโดยใช้การสื่อสารไร้สายแบบ IEEE 802.15.4
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : Portable EKG System Using IEEE 802.15.4 Wireless Networks
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0102000167

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีวินทกร</u>
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	11234	<u>รองศาสตราจารย์ นายแพทย์สมพล สงวนรังศิริกุล</u>

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408, 2411-2412, 2416, 2418-2422
 Email : graduate@kmutnb.ac.th



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4810182099
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นางสาวหฤทัย ดิ้นสกุล
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : MissHarutai Dinsakul
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า แผน ก (2)
 วุฒิที่ได้รับ : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ คณะ : คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สาขา/แขนงวิชา : เชนงวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร รอบเช้า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 1/2548
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 3/2551 วันที่จบการศึกษา : 18/05/2552

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : ชุดวัดค่าความเป็นกรดต่างระบบเครือข่ายไร้สายแบบอัตโนมัติสำหรับการปลูกพืชโดยไม่ใช้ดิน
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : pH Measurement Automatic Wireless Network for a Case Study of Hydroponics Farm
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0102000158

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผ่ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีวิมลกุล</u>

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408, 2411-2412, 2416, 2418-2422
 Email : graduate@kmutnb.ac.th



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4810182107
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นายอนุศักดิ์ ประพัฒน์
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : Mr.Anusuk Praphat
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : หลักสูตรวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า แผน ก (2)
 วุฒิที่ได้รับ : วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ คณะ : คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สาขา/แขนงวิชา : เชนงวิชาวิศวกรรมไฟฟ้าสื่อสาร รอบเช้า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 1/2548
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 3/2551 วันที่จบการศึกษา : 18/05/2552

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : ระบบตรวจสอบปริมาณออกซิเจนในน้ำโดยอัตโนมัติโดยใช้เครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สายสำหรับฟาร์มกุ้ง
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : Automatic Dissolved Oxygen Monitoring System Using Wireless Sensor Network For Shrimp Farms
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0102000157

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผ้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีวรินทร์</u>

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408, 2411-2412, 2416, 2418-2422
 Email : graduate@kmitnb.ac.th



ข้อมูลนักศึกษา

รหัสนักศึกษา : 4610185557
 ชื่อ-สกุล (ไทย) : นายอนุสรณ์ จิ่งตระกูล
 ชื่อ-สกุล (อังกฤษ) : MR.Anusorn Chungtragarn
 ระดับการศึกษา : ปริญญาโท
 หลักสูตร : Master of Science Program in Communication Engineering (English Program) แผนก (2) (สหกิจศึกษา)
 วุฒิที่ได้รับ : วิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต (วิศวกรรมโทรคมนาคม)
 วิทยาเขต : พระนครเหนือ คณะ : คณะวิศวกรรมศาสตร์
 สาขา/แขนงวิชา : Communication Engineering (English Program) รอบเช้า
 ภาคเรียนที่เข้าศึกษา : 1/2546
 ภาคเรียนที่จบการศึกษา : 1/2550 วันที่จบการศึกษา : 19/10/2550

วิทยานิพนธ์

ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (ไทย) : การปรับปรุงแมคโปรโตคอลเพื่อการใช้พลังงานอย่างมีประสิทธิภาพซึ่งมีพื้นฐานมาจากเอสแมคสำหรับเครือข่ายเซ็นเซอร์ไร้สาย
 ชื่อวิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ (อังกฤษ) : An Improvement of Energy Efficient MAC Protocol Based on S-MAC for Wireless Sensor Networks
 เลขที่วิทยานิพนธ์/สารนิพนธ์ : T0117000006

อาจารย์ที่ปรึกษา

ตำแหน่ง	รหัสอาจารย์	ชื่อ-สกุล
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์	10710	<u>ผ่ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พงษ์ศักดิ์ กวีวันทกร</u>

สนใจติดต่อรายละเอียดได้ที่ : 0-29132500-24 # 2406-2408,2411-2412,2416,2418-2422
 Email : graduate@kmitnb.ac.th